



TUGAS AKHIR TF 141581

**EVALUASI UNJUK KERJA *DEREVERBERATION* UNTUK
MENINGKATKAN KUALITAS SUARA PENGGUNA IMPLAN
KOKLEA AKIBAT PENGARUH *REVERBERATION TIME* DENGAN
STIMULI BERBAHASA INDONESIA**

**HARISMA KHOIRUN NISA
NRP. 0231134000041**

**Dosen Pembimbing
Dr. Dhany Arifianto ST, M.Eng
NIP. 19731007 199802 1 001
Haris Mayagung Ekorini, dr. Sp.THT-KL(K)
NIP. 19630318 198901 2 001**

**Program Studi S-1 Teknik Fisika
Departemen Teknik Fisika
Fakultas Teknologi Industri
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya 2018**

Halaman ini sengaja dikosongkan



FINAL PROJECT TF 141581

**DEREVERBERATION PERFORMANCE EVALUATION TO
IMPROVE SOUND QUALITY COCHLEAR IMPLANT USER DUE
TO EFFECT OF REVERBERATION TIME WITH BAHASA
INDONESIA STIMULUS**

**HARISMA KHOIRUN NISA
NRP. 0231134000041**

Supervisor

Dr. Dhany Arifianto ST, M.Eng

NIP. 19731007 199802 1 001

Haris Mayagung Ekorini, dr. Sp.THT-KL(K)

NIP. 19630318 198901 2 001

Bachelor Degree of Engineering Physics

Departement of Engineering Physics

Faculty of Industrial Technology

Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Surabaya 2018

Halaman ini sengaja di kosongkan

PERNYATAAN BEBAS PLAGIARISME

Saya yang bertanda tangan di bawah ini :

Nama : Harisma Khoirun Nisa
NRP : 02311340000041
Departemen / Prodi : Teknik Fisika / S1 Teknik Fisika
Fakultas : Fakultas Teknologi Industri
Perguruan Tinggi : Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Dengan ini menyatakan bahwa Tugas Akhir dengan judul **“Evaluasi Unjuk Kerja *Dereverberation* Untuk Meningkatkan Pengguna Implan Koklea Akibat Pengaruh *Reverberation Time* Dengan Stimuli Berbahasa Indonesia”** adalah benar-benar karya saya sendiri dan bukan plagiat dari orang lain. Apalagi di kemudian hari terbukti terdapat plagiat pada Tugas Akhir ini, maka saya bersedia untuk menerima sanksi sesuai ketentuan yang berlaku.

Demikian surat pernyataan ini saya buat dengan sebenar-benarnya.

Surabaya, 17 Januari 2018

Harisma Khoirun Nisa

Halaman ini sengaja dikosongkan

**EVALUASI UNJUK KERJA *DEREVERBERATION*
UNTUK MENINGKATKAN PENGGUNA IMPLAN
KOKLEA AKIBAT PENGARUH *REVERBERATION*
TIME DENGAN STIMULI BERBAHASA INDONESIA**

TUGAS AKHIR

oleh:

HARISMA KHOIRUN NISA

NRP. 0231134000041

Surabaya, 17 Januari 2018

Menyetujui,

Pembimbing I,

Pembimbing II,



Dr. Dhany Arifianto ST, M.Eng

NIP. 19731007 199802 1 001



Haris M Ekorini, dr. Sp.THT-KL(K)

NIP. 19630318 198901 2 001

Mengetahui,

Kepala Departemen

Teknik Fisika FTI ITS,



Agus Muhammad Hatta, S.T., M.Si., Ph.D

NIP. 19780902 200312 1 002

Halaman ini sengaja dikosongkan

**EVALUASI UNJUK KERJA *DEREVERBERATION*
UNTUK MENINGKATKAN PENGGUNA IMPLAN
KOKLEA AKIBAT PENGARUH *REVERBERATION*
TIME DENGAN STIMULI BERBAHASA INDONESIA**

TUGAS AKHIR

Diajukan untuk Memenuhi Salah Satu Syarat
Memperoleh Gelar Sarjana Teknik
pada
Bidang Studi Rekayasa Vibrasi dan Akustik
Program Studi S1 Jurusan Teknik Fisika
Fakultas Teknologi Sepuluh Nopember
oleh:

HARISMA KHOIRUN NISA
NRP. 0231134000041

Disetujui oleh Tim Penguji Tugas Akhir :

1. Dr. Dhany Arifianto ST, M.Eng(Pembimbing I)
2. Haris M Ekorini, dr. Sp.THT-KL (K)(Pembimbing II)
3. Ir. Wiratno Argo Asmoro, M.Sc(Penguji I)
4. Andi Rahmadiansah, ST, MT(Penguji II)
5. Dr.rer.nat. Ir. Aulia Nasution, M.Sc(Penguji III)

Surabaya,
Januari 2018

Halaman ini sengaja dikosongkan

**EVALUASI UNJUK KERJA *DEREVERBERATION*
UNTUK MENINGKATKAN PENGGUNA IMPLAN
KOKLEA AKIBAT PENGARUH *REVERBERATION*
TIME DENGAN STIMULI BERBAHASA INDONESIA**

Nama Mahasiswa : Harisma Khoirun Nisa
NRP : 0231134000041
Jurusan : Teknik Fisika FTI ITS
Dosen Pembimbing : Dr. Dhany Arifianto, S.T., M. Eng
Haris M Ekorini, dr. Sp.THT-KL(K)

ABSTRAK

Dengung merupakan faktor umum yang mempengaruhi kualitas kejelasan suara yang baik pada pendengar normal maupun pengguna implan koklea. Dengung menyebabkan sinyal suara asli menjadi terisi pada saat zona diam dan menyebabkan penumpukan suara pada kata selanjutnya yang menjadikan sinyal tersebut mengalami penurunan kejelasan. Dengung dapat dibatalkan dengan menggunakan proses *dereverbration* pada sinyal yang telah tercampur akibat pengaruh fungsi ruangan. Penelitian ini menunjukkan adanya pengaruh dengung yang panjang terhadap kejelasan suara. Tahap pertama ditentukan basis suara tanpa adanya dengung yang didengarkan kepada pasien normal dan pasien implan koklea dengan rentang usia 5-7 tahun. Hasilnya menunjukkan bahwa pasien implan koklea memiliki hasil lebih rendah dibandingkan dengan pasien normal. Tahap kedua yaitu mengetahui pengaruh *reverberant*, dengan menggunakan basis suara dan suara yang terpengaruh *reverberant* disimulasikan dengan menggunakan *vocoder* kemudian didengarkan oleh pendengar normal dengan usia 20-25 tahun. Suara *reverberant* kemudian di evaluasi dengan menggunakan metode *Ideal Reverberant masking* berdasarkan nilai *Signal to Reverberant Ratio* (SRR). Waktu dengung (RT_{60}) yang digunakan yaitu

sebesar 1,5 detik dan 2 detik. Hasil penelitian menunjukkan bahwa pengaruh waktu dengung menjadikan menurunkan kualitas pendengaran hingga mencapai 50%. Hasil penilaian secara subyektif antara suara *reverberant* dan suara *dereverberant* dengan menggunakan metode MOS (*Mean Opinion Score*) pada ruangan dengan RT_{60} sebesar 1,5 detik didapatkan nilai sebesar 2,15/5 pada suara *reverberant* dan sebesar 3,256/5 pada suara *dereverberant*, hasil evaluasi tersebut menunjukkan bahwa suara “cukup” jelas untuk didengarkan. Sedangkan ruangan dengan nilai RT_{60} sebesar 2 detik didapatkan nilai sebesar 2,07/5 pada suara *reverberant* dan sebesar 3,05/5 pada suara *dereverberant*, hasil evaluasi tersebut menunjukkan bahwa suara “cukup” jelas untuk didengarkan.

Kata Kunci : Dengung, Implan Koklea,, *Ideal Reverberant Masking, Signal to Reverberant Ratio, Mean Opinion Score*

***DEREVERBERATION PERFORMANCE EVALUATION
TO IMPROVE SOUND QUALITY COCHLEAR IMPLANT
USER EFFECT DUE TO OF REVERBERATION TIME
WITH BAHASA INDONESIA STIMULUS***

Name of student : Harisma Khoirun Nisa
NRP : 0231134000041
Departement : Engineering Physics, FTI ITS
Supervisor : Dr. Dhany Arifianto, S.T., M. Eng
Haris M Ekorini, dr. Sp.THT-KL(K)

ABSTRACT

Reverberation is a common factor affecting the clarity of sound, for normal listener as well as cochlear implant users. Reverberation causes original signal dragged into silent zone and overlapping with next phrase word so the signal undergoes clarity reduction. The reverberant can be remove with dereverberation process. The first step show the performance of both normal listener and cochlear implant user aged 5-7 years listener sound database without reverberant in understanding certain words . The result shows that cochlear implant user has reduced level of sound quality compared to normal-hearing listener. The second step is to determine the effect of reverberant, the sounds database are simulated by using vocoder and then hared by normal listener age 20-25 year. The reverberat sound is evaluated through Ideal Reverberant masking method based on Signal to Reverberant Ratio (SRR). The variation of reverberant used are 1.5 and 2 seconds. The result indicates that reverberant effect causing decrement of hearing quality up to 50%. The subjective reverberant reduction shows sound enhancement inside anechoic chamber with RT_{60} of 1.5 seconds from 2,15/5 to 3,256/5, means the sound is fair to listen, while for the sound with RT_{60} of 2 seconds, the result increase from 2,07/5 to

3,05/5. Subjective test using MOS (Mean Opinion Score) concludes that the sound is “fair” to listen

Key Word : *reverberant, cochlear implant, Ideal Reverberant Masking, Signal to Reverberant Ratio*

KATA PENGANTAR

Puji syukur kehadiran Allah SWT atas rahmat-Nya sehingga laporan tugas akhir yang berjudul “Evaluasi Unjuk Kerja *Dereverberation* Untuk Meningkatkan Pengguna Implan Koklea Akibat Pengaruh *Reverberation Time* Dengan Stimuli Berbahasa Indonesia” dapat terselesaikan.

Halaman kata pengantar ini saya dedikasikan untuk berterimakasih kepada Ibu Nur Hidayah, Ibu dan Bapak dokter sebagai orang tua angkat saya, dr. Wuryani dan dr. Herdy Sulistiyono serta seluruh pihak yang telah membantu terselesaikannya tugas akhir ini. Ucapan terimakasih secara khusus saya berikan kepada orang-orang berikut ini.

1. Dosen Pembimbing saya Dr. Dhany Arifianto, S.T., M. Eng dan Haris M Ekorini, dr.Sp.THT-KL(K) telah sabar memotivasi, membimbing, dan memberikan ilmunya untuk menyelesaikan tugas akhir ini. Terima kasih atas segala perhatian dan bantuannya.
2. Kepala Departemen Teknik Fisika ITS Bapak Agus Muhamad Hatta, S.T., M.Si., Ph.D
3. Kepala Laboratorium Vibrasi dan Akusik Bapak Ir. Wiratno Argo Asmoro, M.Sc
4. Kepada PT. Kasoem Hearing and Speech Center, serta pihak staf yang banyak membantu berjalannya tugas akhir ini.
5. Kepada kakak dan adik saya, terima kasih banyak doa dan perhatiannya.
6. Teman-teman Laboratorium Vibrasi dan Akustik, Icha, Laily, Fanis, Hafiz, Nike, Yono, Taufan, Mbak Elok, Mas Fafa, Mas Paklek, Mbak Ainun, Bintang, Kempo, Fiqiyah, Fidiah, Ayustin dan seluruh anggota Vibrastic Lab yang banyak menemani saya.

7. Seluruh responden yang sudah membantu berjalannya tugas akhir saya.
8. Semua pihak yang telah membantu dan mendoakan.

Doa spesial untuk Almarhum Buchori, Bapak saya, semoga bapak selalu mendapat ampunan oleh Allah (Al fatihah). Penulis menyadari bahwa masih banyak kekurangan dalam penulisan tugas akhir ini, oleh karena itu penulis mengharapkan kritik dan saran yang membangun. Akhir kata, semoga tulisan ini dapat bermanfaat bagi pembaca.

Surabaya, 17 Januari 2018

Penulis

DAFTAR ISI

Halaman Judul	i
Pernyataan Bebas Plagiarisme	v
Lembar Pengesahan I.....	vii
Lembar Pengesahan II	ix
Abstrak.....	xi
<i>Abstract</i>	xiii
Kata Pengantar	xv
BAB I.....	1
1.1. Latar Belakang	1
1.2. Permasalahan.....	3
1.3. Tujuan.....	3
1.4. Batasan Masalah	3
1.5. Manfaat Penelitian	4
BAB II.....	5
2.1. Anatomi dan Fisiologi Telinga.....	5
2.2. Gangguan Pendengaran	7
2.3. Implan Koklea	9
2.4. <i>Vocoder (Cochlear Implant Simulation)</i>	13
2.5. Waktu Dengung.....	15
2.6. <i>Room Impulse Response</i>	15
2.7. Efek Waktu Dengung pada Pengguna Implan Koklea	18
2.8. <i>Ideal Reverberant Masking (IRM)</i>	19
2.9. <i>Dereverberation</i>	20
2.10. Pengujian Subyektif dan Obyektif	21
BAB III	25
3.1. Pengambilan Data Keterarahan <i>Speaker</i>	25

3.2.	Pengambilan Data <i>Room Impulse Response</i>	25
3.3.	Basis Data Suara	26
3.4.	Pembuatan Stimuli (Suara Uji)	27
3.5.	Pengujian Subyektif dan Obyektif.....	31
3.6.	Pengujian Hasil dan Penarikan Kesimpulan.....	32
BAB IV.....		35
4.1.	Tanggapan Kejelasan Suara pada Pengguna Implan Koklea.....	35
4.2.	Perubahan Nilai Elektroda Terhadap Pada Suara Uji.	38
4.3.	Suara Basis vs Suara <i>Reverberant</i>	40
4.4.	Suara <i>Reverberant</i> dengan Elektroda Uji.....	43
4.5.	Performa <i>Ideal Reverberant Masking</i> untuk mengurangi pengaruh waktu dengung	45
4.6.	Hasil pengujian Obyektif	51
BAB V		53
5.1.	Kesimpulan.....	53
5.2.	Saran	53
DAFTAR PUSTAKA		55

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2. 1	Anatomi telinga (Scanlon, 2007)	5
Gambar 2. 2	(a) Telinga dengan Implan Koklea (b) bagian bagian Implan Koklea	11
Gambar 2. 3	<i>Noise band vocoder</i>	14
Gambar 2. 4	Hasil pemrosesan suara setelah masuk <i>noise band vocoder</i>	14
Gambar 2. 5	Sistem <i>linear time invariant</i>	16
Gambar 2. 6	Proses menentukan <i>impulse response</i>	17
Gambar 2. 7	Skema representasi komponen <i>impulse respon</i> (Hu & Kokkinakis, 2013).....	18
Gambar 2. 8	Diagram Blok proses <i>Ideal Reverberant Masking</i>	20
Gambar 2. 9	Algoritma PESQ (Rix,2001)	24
Gambar 3. 1	Spektrum sinyal ESS	26
Gambar 3. 2	<i>Impulse response filter vocoder</i> 8 elektroda ...	28
Gambar 3. 3	Spektrum suara asli	28
Gambar 3. 4	Suara yang telah masuk ke <i>vocoder</i> 8 elektroda	29
Gambar 3. 5	<i>Time waveform</i> sinyal suara asli (a), suara <i>reverberant</i> P104 (b), suara <i>reverberant</i> Teater A(c)	30
Gambar 4. 1	Persentase kata yang benar pasien implan koklea	36
Gambar 4. 2	Persentase kata yang benar pasien pendengar normal	37
Gambar 4. 3	Perbandingan nilai MOS suara asli dengan suara yang sudah masuk <i>vocoder</i>	39
Gambar 4. 4	<i>Time waveform</i> sinyal suara asli (a), <i>Time waveform</i> sinyal suara <i>reverberant</i> P104 (b), <i>Time waveform</i> sinyal suara Teater A (c), <i>Spectrogram</i> sinyal suara asli (d), <i>Spectrogram</i>	

	sinyal suara <i>rereverberant</i> P104 (e) dan sinyal suara reverberant Teater A (f)	42
Gambar 4. 5	Hasil uji subyektif suara asli dengan suara <i>reverberant</i>	43
Gambar 4. 6	Perbandingan nilai MOS suara asli vs suara <i>reverberant</i> pada P104 terhadap nilai elektroda.. ..	44
Gambar 4. 7	Perbandingan nilai MOS suara asli vs suara <i>reverberant</i> pada Teater A terhadap nilai elektroda	44
Gambar 4. 8	<i>Time waveform</i> sinyal suara basis (a), sinyal suara <i>reverberant</i> P104 (b), sinyal suara <i>dereverberant</i> SRR (10) (c) dan sinyal suara <i>dereverberant</i> SRR (-10).....	46
Gambar 4. 9	<i>Spectogram</i> sinyal suara basis (a), sinyal suara <i>reverberant</i> P104 (b), sinyal suara <i>dereverberant</i> SRR (-5) (c) dan sinyal suara <i>dereverberant</i> SRR (5)	47
Gambar 4. 10	Perbandingan nilai MOS suara <i>reverberant</i> dengan suara <i>dereverberant</i> P104	48
Gambar 4. 11	Perbandingan nilai MOS suara asli, suara <i>reverberant</i> , suara <i>dereverberant</i> Teater A	49
Gambar 4. 12	Nilai MOS suara-suara <i>dereverberant</i> nilai SRR 5 pada ruang P104 terhadap perubahan nilai elektroda	50
Gambar 4. 13	Nilai MOS suara-suara <i>dereverberant</i> nilai SRR (-10) pada ruang Teater A terhadap perubahan nilai elektroda	51

DAFTAR TABEL

Tabel 2. 1	Kategori penilaian ACR	22
Tabel 3. 1	Nilai SRR berdasarkan perbedaan nilai RT ruangan	31
Tabel 4. 1	Respon dan profil pasien terhadap suara uji	35
Tabel 4. 2	Respon dan profil pasien normal terhadap suara uji	36
Tabel 4. 3	Hasil uji PESQ suara basis dengan suara hasil <i>dereverberation</i>	52

Halaman ini sengaja dikosongkan

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Dengung mengikuti fungsi ruangan, dengung dihasilkan dari refleksi dan difraksi dinding, atap dan benda-benda lain yang berada di ruangan tertutup. Pantulan dan persebaran suara mengakibatkan adanya dengung, pantulan awal pada ruang dengung menyebabkan adanya penumpukan sinyal suara pada zona diam suatu sinyal (Hazrati, Sadjadi, Loizou, & Hansen, 2013). Keadaan seperti ini di alami oleh setiap individu, pada pendengar normal dengung menyebabkan adanya penurunan kualitas suara yang didengarkan. Penelitian lebih lanjut menunjukkan adanya pengaruh waktu dengung/ *reverberation time* (RT_{60}) yang pendek menyebabkan penurunan kualitas suara yang didengar oleh pengguna implan koklea (Kokkinakis, Hazrati, & C.Loizou, 2011). Implan koklea merupakan solusi masalah tentang hilangnya pendengaran yang menggantikan fungsi rumah siput.

Implan koklea saat ini telah mengalami perkembangan baik dari bagian dalam alat, bagian luar dan pemrograman yang bertujuan untuk meningkatkan kejelasan wicara (*Speech Intelligibility*). Hasil unjuk kerja implan koklea di ruang tenang sudah menunjukkan kemampuan yang baik, namun berdasarkan penelitian sebelumnya terjadi penurunan kejelasan wicara yang cukup besar pada pendengar normal di dalam kondisi ruang yang berisik (Poissant, Whitmal III, & Freyman, 2006).

Pengaruh dengung dengan waktu 1 detik mengakibatkan penurunan nilai sebesar 60% dalam kejelasan berbicara yang dibandingkan dengan berbicara di ruang yang tenang. Efek pengaruh dengung tersebut menyebabkan adanya perbedaan persepsi di suara vokal dan konsonan (Kokkinakis & Loizou, 2011). Pada dasarnya, *noise* yang dapat didefinisikan dengan *reverberation time* dapat didengar oleh telinga normal, karena

setiap manusia mendengarkan pada lingkungan yang dipengaruhi oleh berbagai macam suara, namun dalam telinga normal manusia masih dapat jelas untuk mendengarkan perkataan yang diucapkan, sedangkan pada pengguna implan koklea sulit untuk mendengarkan suara dengan jelas akibat adanya dengung lingkungan sekitar. Kokkinakis pada tahun 2011 melakukan penelitian dengan hasil penelitian menjelaskan bahwa nilai kenyamanan suara pengaruh dengung yaitu dengan *Perceptual Evaluation Of Speech Quality* (PESQ) berkisar 0.8 dalam skala 5 yang artinya memang tidak nyaman untuk didengarkan (Kokkinakis, 2011).

Efek negatif dari dengung pada kejelasan ucapan sering melemahkan pendengaran, maka efek ini harus dihilangkan, karena jika melakukan proses penguatan komponen sinyal akustik tidak cukup untuk mengatasi efek tersebut. Penekanan keadaan dengung pada pengguna implan koklea dalam penelitian yang pernah dilakukan dengan melakukan strategi pemilihan pada elektroda implan koklea (Hazrati & Loizou, 2013). Salah satu cara untuk menghilangkan efek *reverberant* yaitu dengan menggunakan alat *microphone array*. Selain itu metode *dereverberant* merupakan salah satu metode yang dapat digunakan untuk menghilangkan gema dengan menggunakan algoritma untuk membatalkan dengung yang telah diterima (Outouzian, 2014) .

Hasil penelitian dari (Whitmal & Poissant, 2009) terhadap pengaruh jarak sumber ke pendengar dan *masking* pada pengguna implan koklea yang dilakukan dengan dua percobaan pada dua ruang gema dengan ukuran volume 79,3 m³ dan 175,9 m³ dari percobaan yang telah dilakukan didapatkan bahwa adanya pengurangan jarak sumber ke pendengar, tidak meningkatkan kemampuan dari implan koklea. Pengaruh *reverberant*, dengan nilai *Reverberation Time* (RT₆₀) sebesar 0,8 detik dikurangi dengan menggunakan metode *Blind binary masking* dapat meningkatkan nilai subyektif tes hingga 27,0% (Hazrati, Lee, & Loizou, 2013).

Nilai waktu dengung/*reverberation time* (RT_{60}) dalam penelitian tersebut masih berada dibawah satu, namun bagaimana pengaruh nilai waktu dengung yang tinggi terhadap pengurangan suara *reverberant* dengan metode tersebut. Oleh karena itu, pada penelitian ini dilakukan evaluasi kinerja implan koklea untuk meningkatkan kualitas suara dan kejelasan wicara akibat pengaruh *reverberation* yang panjang.

1.2 Permasalahan

Berdasarkan uraian latar belakang di atas, rumusan permasalahan yang diambil yaitu :

1. Bagaimana pengaruh waktu dengung yang panjang terhadap pengguna implan koklea?
2. Apakah pengaruh waktu dengung yang panjang dapat dikurangi dengan menggunakan metode *dereverberation* ?

1.3 Tujuan

Tujuan dari tugas akhir ini adalah sebagai berikut:

1. Mengetahui penurunan kualitas suara akibat adanya pengaruh waktu dengung (RT_{60}) yang panjang.
2. Mengetahui apakah dampak waktu dengung (RT_{60}) yang panjang dapat dikurangi dengan metode *dereverberation*.

1.4 Batasan Masalah

Batasan masalah dalam tugas akhir ini adalah sebagai berikut .

1. Data suara dalam Bahasa Indonesia untuk memudahkan responden memahami kata yang diujikan.
2. Variasi stimulus yang diujikan yaitu berdasarkan kombinasi nilai waktu dengung (RT_{60}) ruangan yang berbeda.

3. Variasi stimulus berupa kata dan kalimat basis data berbahasa Indonesia yang dikondisikan berada pada ruangan yang memiliki nilai waktu dengung (RT_{60}) yang berbeda-beda.
4. Tempat pengujian stimulus dilakukan di ruang kedap Teknik Fisika ITS.

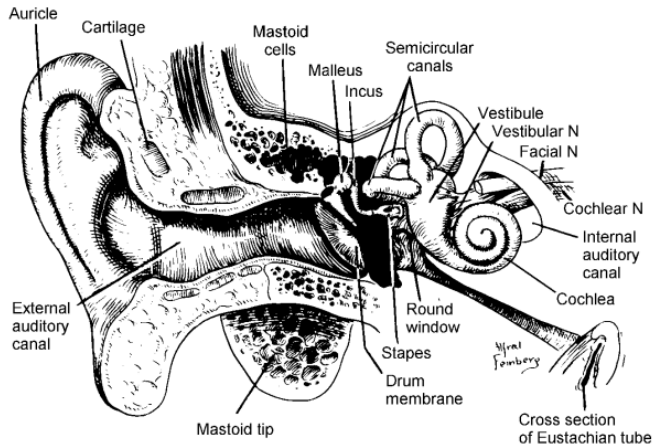
1.5 Manfaat Penelitian

Penelitian ini bermanfaat bagi masyarakat, khususnya kalangan akademisi dalam mengembangkan metode peningkatan kualitas suara dan *Speech Intelligibility* pada pengguna implan koklea akibat adanya pengaruh waktu dengung (RT_{60}) yang panjang.

BAB II TINJAUAN PUSTAKA

2.1. Anatomi dan Fisiologi Telinga

Telinga terdiri dari tiga bagian, telinga luar, telinga tengah dan telinga dalam seperti pada gambar 2.1 (Sherwood, 2011). Telinga manusia berperan sebagai indra pendengaran dan sistem keseimbangan (Scanlon, 2007). Telinga manusia menerima dan menyalurkan suara yang akan di analisis dan di terjemahkan oleh otak.



Gambar 2. 1 Anatomi telinga (Scanlon, 2007)

a. Telinga Luar

Telinga luar terdiri dari daun telinga (*pinna*), saluran telinga (*external auditory meatus*), gendang telinga (*tympanic membrane*) pada ujung telinga luar. Daun telinga (*pinna*), mengumpulkan suara menuju saluran telinga yang akan ditransmisikan oleh gendang telinga (*tympanic membrane*), membran tipis ini memisahkan telinga luar dan telinga tengah.

b. Telinga Tengah

Telinga tengah mentransmisikan getaran dari gendang telinga (*tympanic membrane*) menuju telinga dalam. Telinga tengah terdapat tiga tulang pendengaran (*Ossicles Auditory*) yaitu tulang martil (*malleus*), tulang landasan (*incus*) dan tulang sanggurdi (*stapes*). Getaran suara yang diterima oleh telinga (*tympanic membrane*) kemudian akan diteruskan ke *malleus*, *incus* dan *stapes* dan diterima koklea. Tulang pendengaran menguatkan gelombang suara yang diterima oleh gendang telinga.

Telinga tengah merupakan rongga berisi udara didalam tulang temporalis yang terbuka melalui *Tuba Eustachius* ke nasofaring. *Tuba Eustachius* akan terbuka ketika menguap, mengunyah dan menelan sehingga tekanan di kedua sisi gendang telinga seimbang.

c. Telinga Dalam

Telinga dalam terdiri dari dua bagian yaitu labirin dan rumah siput (koklea). Labirin adalah serangkaian saluran di dalam bagian petrosal tulang temporalis. Di dalam saluran ini terdapat labirin membranosa yang dikelilingi oleh cairan yang disebut perilimfe dan endolimfe, merupakan cairan didalam struktur membran telinga dalam. Koklea merupakan saluran melingkar seperti rumah siput yang terbagi menjadi tiga kanal bagian yang berisi cairan. Getaran yang berasal dari gendang telinga diteruskan oleh tulang pendengaran yang menyebabkan tulang martil menutupi jendela oval, getaran tersebut menyebabkan gerakan pada *basilar* membran merangsang sel-sel rambut di organ Corti yang kemudian menghasilkan sinyal listrik yang diteruskan ke otak melalui saraf pendengaran.

2.2. Gangguan Pendengaran

Gangguan pendengaran merupakan ketidakmampuan seseorang untuk mendengar pada kedua telinga atau salah satu telinga. Gangguan pendengaran dapat berdampak pada proses belajar dan perkembangan pada anak-anak, termasuk berbicara. Pada orang dewasa, gangguan pendengaran dapat mempengaruhi interaksi sosial (Alshuaib, Al-Kandari, & M. Hasan, 2015).

Jenis pendengaran dibagi menjadi tiga berdasarkan *American Speech-Language-Hearing Association (ASHA)* yaitu :

1. Gangguan pendengaran konduksi (*Conductive Hearing Loss*)

Gangguan pendengaran yang disebabkan kerusakan dari sistem hantaran getaran suara di telinga luar atau tengah. Akibatnya gelombang suara tidak bisa diteruskan dengan baik ke telinga bagian dalam, yaitu mulai dari telinga luar, liang telinga, gendang telinga dan tulang-tulang pendengaran.

2. Gangguan pendengaran sensorineural (*Sensorineural Hearing Loss /SNHL*)

Gangguan pendengaran akibat kerusakan sel-sel sensoris atau rusaknya saraf pendengaran. Letaknya mulai dari organ Corti di koklea sampai dengan pusat pendengaran di otak.

3. Gangguan pendengaran campuran (*Mixed Hearing Loss*)

Gangguan pendengaran yang ditemukan secara bersamaan pada kedua tipe di atas.

Gangguan pendengaran total jarang terjadi pada manusia namun untuk gangguan pendengaran bisa terjadi pada orang secara berkelanjutan, dan tingkat gangguan pendengaran berbeda-beda pada berbagai frekuensi. Ketulian disebabkan

banyak faktor, beberapa penyebab faktor ketulian berdasarkan WHO dan *Group Door Open* (Group; WHO, 2015) yaitu :

1. Faktor keturunan sebagai faktor yang menyebabkan hampir 40% gangguan pendengaran pada anak-anak, terjadi pada anak-anak yang lahir dari perkawinan antar dua individu yang memiliki hubungan erat.
2. Kondisi ketika waktu lahir kelahiran yang prematur merupakan salah satu penyebab gangguan pendengaran, selain itu kurangnya berat badan dan kurangnya oksigen saat proses kelahiran juga diketahui sebagai faktor penyebab gangguan pendengaran.
3. Infeksi ketika ibu mengandung mengalami gangguan infeksi seperti rubella. Selain itu meningitis, gondok, dan campak ketika kecil dapat menyebabkan hilangnya pendengaran.
4. Obat-obatan, pengobatan infeksi malaria, tuberkulosis dan kanker dapat menyebabkan gangguan pendengaran permanen, ketika penggunaan obat-obat tersebut tidak diatur, anak-anak menerima antibiotik ototoksik untuk pengobatan secara umum hal ini banyak terjadi di beberapa bagian dunia.
5. *Noise*, suara keras yang terpapar dalam periode lama merupakan faktor yang sangat terlihat untuk kehilangan pendengaran.

Derajat gangguan pendengaran dapat dihitung menggunakan indeks Fletcher, yaitu dengan menghitung nilai rata-rata (*pure tone average/PTA*) dari ambang dengar AC pada frekuensi 500, 1000, 2000 dan 4000 Hz. Derajat gangguan pendengaran (*hearing loss*) dapat ditentukan berdasarkan kriteria menurut *International Standard Organization* (ISO) tahun 1999 sebagai berikut :

0 – 25 dB	: normal
> 25 – 40 dB	: gangguan pendengaran ringan
> 40 – 55 dB	: gangguan pendengaran sedang
> 55 – 70 dB	: gangguan pendengaran sedang berat
> 70 – 90 dB	: gangguan pendengaran berat
> 90 dB	: gangguan pendengaran sangat berat (<i>profound</i>)

Telinga sebagai alat pendengaran yang digunakan untuk memfasilitasi komunikasi dan mendorong interaksi sosial, dalam hal ini setiap orang menjalin hubungan dan berpartisipasi dalam kehidupan sehari-hari. Sehingga, ketika terjadi gangguan pendengaran maka kegiatan komunikasi dalam kehidupan akan terganggu (advancedbionics, 2017; WHO, 2015), pada anak-anak gangguan pendengaran akan mempengaruhi pada kejelasan bahasa berkaitan dengan pengaruh akademik.

2.3. Implan Koklea

Implan koklea adalah suatu alat elektronik yang ditanam di bawah kulit dengan elektroda yang dimasukkan di dalam koklea untuk menstimulasi saraf pendengaran, energi mekanik yang masuk diubah menjadi sinyal listrik. Implan koklea berfungsi mengganti koklea yang rusak dan meneruskan sinyal suara langsung ke saraf pendengaran yang akan diteruskan ke otak. Sistem implan koklea terdiri dari beberapa komponen yaitu eksternal dan internal. Bagian eksternal terdiri dari mikrofon, *speech processor* dan transmitter, sedangkan bagian internal terdiri dari *receiver* dan elektroda. Semua produk implan koklea memiliki bagian komponen yang sama, yang berbeda adalah metode dalam memproses suara yang masuk, transmisi suara dan elektroda *array* yang tersedia (Osberger, Robbins, & Trautwein, 2006).

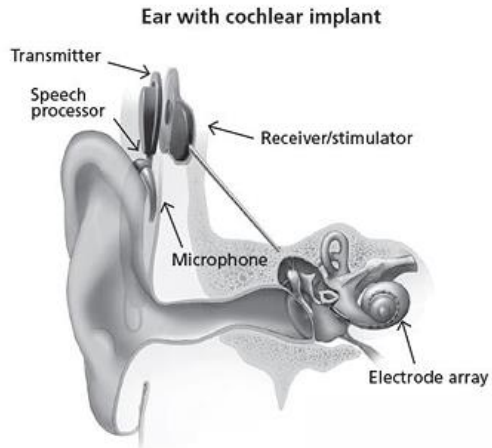
Implan koklea merupakan hasil perkembangan teknologi yang mempunyai kontribusi besar untuk pasien gangguan pendengaran sensorineural yang tidak bisa dibantu oleh alat bantu dengar (Ekorini, 2016). Implan koklea digunakan untuk

membantu pendengaran akibat rusaknya telinga bagian dalam yaitu koklea. Implan koklea tidak memperkuat suara seperti alat bantu dengar, karena didalam implan koklea bagian telinga yang rusak dari telinga dalam diganti dengan elektroda yang memungkinkan individu tuli dapat mendengar suara (Ekorini, 2016).

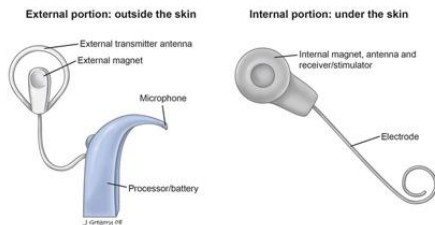
Gambar 2.2 terlihat komponen-komponen implan koklea. Suara dari luar akan ditangkap oleh mikrofon dan oleh *speech processor* akan disaring secara selektif yang kemudian oleh *transmitter*, sinyal suara tersebut disalurkan ke *receiver*. Oleh *receiver* sinyal suara tersebut diubah menjadi gelombang elektrik dan dikirimkan ke elektroda di dalam koklea. Elektroda-elektroda dalam skala timpani koklea tersebut akan menyalurkan gelombang suara ke saraf dan diteruskan langsung ke otak melauai sistem saraf auditori. Indikasi dilakukan implan koklea adalah, pasien yang mengalami tuli sensorineural berat (ambang dengar antara 70-90 dB) atau sangat berat (ambang dengar diatas 90 dB), terjadi pada kedua telinga, tidak mendapatkan manfaat yang berarti dari alat bantu dengar dan tidak ada kontraindikasi pemasangan implan. Implan koklea memberikan mekanisme mendengar yang baru untuk pasien dan dilanjutkan dengan proses (re)habilitasi dengan *Audio Verbal Therapy*, pasien dapat mendengar dan mengerti suara (Osberger, Robbins, & Trautwein, 2006).

Pada terapi auditori verbal mencakup lima aspek yaitu, mendengar (*audition*), bicara (*speech*), bahasa (*language*), berpikir logis (*cognitive*) dan komunikasi (*communication*). Kelima aspek tersebut dikembangkan secara bersama-sama karena memegang peranan penting dalam berkomunikasi dan berbicara secara verbal. Jika anak hanya dilatih mendengar saja maka ia tidak mampu memahami bahasa atau percakapan. Untuk memahami percakapan, anak harus tahu susunan kata, arti dari masing-masing kata, kemampuan untuk memahami bahasa itu sendiri dan kemampuan untuk menganalisis. Pada akhir terapi auditori verbal dilakukan penilaian komunikasi lagi

yang mencakup persepsi dan ekspresif dalam berbicara dan berbahasa (Clark, 2003).



(a)



(b)

Gambar 2. 2 (a) Telinga dengan implan koklea (b) bagian-bagian implan koklea

Sejak diperkenalkannya 3M *House Single-Electrode* pada implan koklea di tahun 1980, perkembangan implan koklea dalam perangkat internal, eksternal dan pemrosesan suara

megalami peningkatan nilai dari 0% hingga rata-rata sampai lebih 90% dengan sistem saat ini (Poissant, ill, & Freyman, 2005). Implan koklea digunakan untuk mengembalikan fungsi pendengaran bagi penderita *sensorineural hearing loss* serta akan menyamakan tingkat pemahaman pembicaraan. Tingkat pemahaman pembicaraan ini juga dipengaruhi salah satunya dari kebisingan latar belakang. Selain bagi pengguna implan koklea yang hanya memiliki satu implan tidak dapat mengakses informasi secara spasial. Pada pengguna implan koklea informasi yang dibawa tergantung pada besarnya amplitudo yang dibawa dan adanya perbedaan waktu dari sinyal suara langsung yang disampaikan, karena adanya faktor dengung yang mempengaruhi, oleh karena itu harus dikuran (Monaghan & Seeber, 2016)

Apabila pasien telah memenuhi syarat indikasi untuk implan koklea maka dapat dilakukan penilaian lebih lanjut sebagai persiapan operasi implan koklea. Operasi implan koklea pada anak melibatkan suatu tim yang terdiri dari ahli otologi, audiologi, anak, radiologi, anestesi, psikolog dan terapis wicara (Clark, 2003). Tim ini akan saling bekerjasama dan memberikan masukan dengan cakupan yang luas dan perspektif yang berbeda sesuai dengan performa dan kebutuhan anak calon implan koklea. Kandidat implan koklea harus menjalani evaluasi sebagai penilaian dari tim untuk meyakinkan bahwa keberhasilan dari operasi implan koklea. Pasien yang telah melakukan operasi implant koklea selanjutnya dilakukan evaluasi (re)habilitasi dengan *Auditory Verbal Therapy* (AVT) merupakan penilaian penggunaan implan koklea pada setiap pasien yaitu dengan menunjukkan hasil representatif, bahasa, ekspresif dalam kemampuan berkomunikasi baik (Ekorini, 2016).

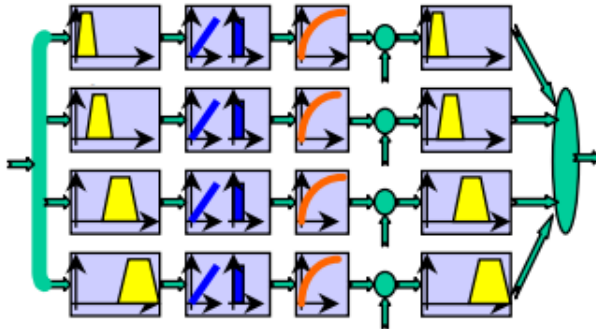
Penelitian yang pernah dilakukan menyebutkan anak yang melakukan implan koklea lebih dini menunjukkan perkembangan bahasa yang lebih cepat dibandingkan anak-anak yang implan koklea pada umur dewasa, selain itu sisa

pendengaran pada anak-anak yang kehilangan pendengaran juga mempengaruhi kecepatan untuk mendengarkan. (Ana & Wagino, 2013).

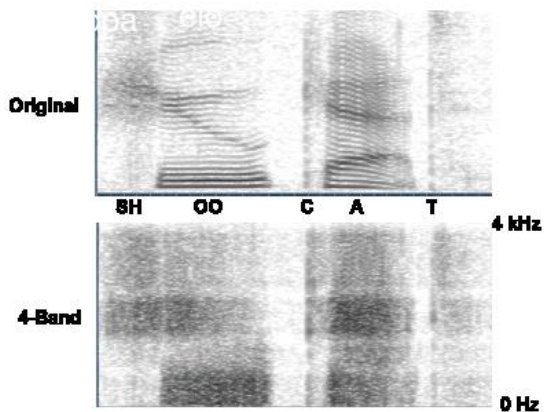
Terdapat beberapa faktor yang mendukung untuk seorang anak dilakukan implan koklea dan mendapatkan hasil sesuai dengan yang diharapkan yaitu, umur saat terjadi ketulian (*prelingual* atau *postlingual*), durasi gangguan pendengaran, etiologi ketulian, umur saat menggunakan alat bantu dengar sebelum implan koklea, sisa pendengaran pra implan koklea, umur saat dilakukan implan koklea, teknologi implan koklea, program (re)habilitasi dan dukungan anggota keluarga (Clark, 2003).

2.4. Vocoder (Cochlear Implant Simulation)

Vocoder digunakan sebagai alat yang efektif untuk memprediksi pola suara pada pengguna implan koklea. *Vocoder* digunakan untuk melakukan simulasi akustik dimana sinyal suara diproses serupa dengan suara yang didengar oleh pengguna implan koklea. Pemrosesan sinyal suara tersebut menggantikan fungsi koklea yang berfungsi mengubah sinyal suara menjadi sinyal listrik yang akan diteruskan menuju sistem saraf pendengaran, sinyal akustik di analisis pada pita frekuensi yang berbeda dan informasi kalimat dari setiap frekuensi dipresentasikan ke elektroda sepanjang skala timpani sebagai frekuensi yang mewakili (Shannon, Fu, Galvin, & Friesen, 2002). Gambar 2.3 Sebagai diagram *vocoder* yang sama seperti bank filter dari *bandpass* filter dengan frekuensi *cut off* tertentu dan kemudian ditetapkan sesuai dengan bandwidth / lebar pita pendengaran (Arifianto, 2013)

Gambar 2. 3 *Noise band vocoder*

Sinyal suara dilewatkan pada *bandpass* filter dimana masing-masing memiliki lebar pita antara 100 Hz dan 300 Hz, output dari setiap filter kemudian diperbaiki dengan *lowpass filter*. *Bandwidth lowpass filter* yang dihasilkan dipilih sesuai dengan variasi waktu pada karakteristik saluran *vocal*. Gambar 2.4 menunjukkan hasil pengolahan sinyal suara dengan 4 elektroda *noise band*

Gambar 2. 4 Hasil pemrosesan suara setelah masuk *noise band vocoder*

2.5. Waktu Dengung

Waktu dengung/*Reverberation time* adalah dasar parameter akustik ruangan. Waktu dengung didefinisikan sebagai waktu yang dibutuhkan oleh tingkat tekanan suara untuk dapat meluruh hingga mencapai 60 dB, dimana energi suara tersebut mencapai 10^{-6} . Berdasarkan formula sabine's diasumsikan dengan mengikuti persamaan 2.1 sebagai berikut.

$$T_s = 0,164 \frac{V}{s \alpha} \quad (2.1)$$

V adalah volume ruangan, s adalah luas permukaan ruangan, dan α adalah koefisien serap. Waktu dengung dihubungkan dengan refleksi pada ruangan yang tertutup dimana waktu dengung dihubungkan dengan *impulse response* ruangan, ide ini dikembangkan oleh Schoeder dimana penentuan penurunan waktu dengung berdasarkan rekaman dari *impulse response* $p(t)$ berdasarkan persamaan 2.2 dibawah ini.

$$E_t = \int_t^{\infty} p^2(t)dt = \int_0^{\infty} p^2(t)dt - \int_0^t p^2(t)dt \quad (2.2)$$

Penurunan tingkat tekanan bunyi untuk menentukan penurunan waktu dengung didapatkan dengan persamaan 2.3 berikut

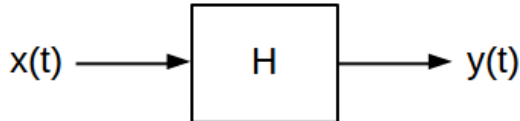
$$D(t) = 10 \log(1 - \frac{E_t}{E_{\infty}}) \quad (2.3)$$

Untuk dapat mengukur setiap penurunan sangat penting memiliki sumber dengan tingkat tekanan bunyi lebih dari 60 dB diatas *background noise*. Waktu dengung biasanya diukur dari frekuensi 1/3 oktaf dari 100 Hz hingga 5 kHz atau 1 oktaf band dari 125 Hz hingga 4 kHz. Berdasarkan *International Organization for Standardization* (ISO : 3382-2) penurunan tingkat tekanan bunyi di evaluasi dari -5 dB hingga -35 dB yang disebut dengan T_{30} .

2.6. Room Impulse Response

Impulse response dari ruang akustik merupakan salah satu karakter penting, *Impulse response* didalam ruangan

digambarkan karakteristik *linear time invariant (LTI)* suatu sistem pada semua frekuensi. *Impulse response* menggambarkan perubahan perilaku keluaran terhadap perubahan sinyal masukan. Sebuah waktu kontinyu sistem LTI digambarkan seperti pada gambar 2.5



Gambar 2. 5 Sistem *linear time invariant*

Impulse Response merupakan salah satu metode yang digunakan untuk mendapatkan medan suara binaural suatu tempat. Metode dengan mendapatkan response ruangan ketika sinyal impuls dibunyikan. Respon ruangan didapatkan dengan membandingkan sinyal impuls yang telah berinteraksi dengan ruangan terhadap sinyal input impuls. Pengukuran *impulse response* ruangan merupakan metode baru dalam pengukuran akustik ruang berdasarkan ISO 18233 yaitu MLS (*Maximum length sequence method*) dan ESS (*Exponential Sine Sweep*).

Exponential Sine Sweep (ESS), mempunyai keunggulan jika dibandingkan menggunakan *linear sine sweep* seperti metode MLS dan IRS. Metode ESS menggunakan sinyal *swept* sinusoidal yang berubah secara eksponensial untuk eksitasi kondisi ruangan dan dekonvolusi aperiodik untuk mengekstrak *impulse respons* dari respon ruangan yang terekam (Farina, 2000). Berikut keuntungan menggunakan metode ESS dibandingkan metode pengukuran IR yang lain, antara lain:

- Dapat mengabaikan *noise* dibandingkan metode MLS, dengan memberikan sinyal yang sama panjang
- Pemisahan yang mendekati sempurna dari efek nonlinier dari respon linear yang diinginkan dibandingkan dengan metode MLS. Hal ini disebabkan oleh metode ESS terbebas dari puncak-puncak palsu pada sinyal akibat distorsi ketika menggunakan metode MLS.

- Untuk sistem yang memiliki variansi waktu, seperti yang melibatkan propagasi suara di udara dapat menghilangkan kesalahan fase pada frekuensi tinggi.
- Menghindari masalah *time aliasing* yang biasanya dialami oleh metode MLS akibat konvolusi linear yang aperiodik.

Sinyal ESS yang digunakan untuk eksitasi ruang dapat dinyatakan dalam domain waktu kontinyu sebagai berikut:

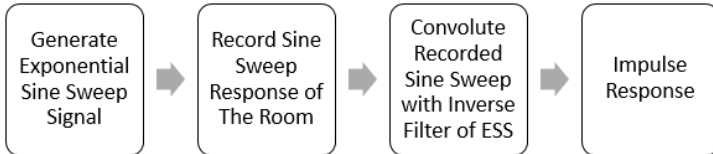
$$s(t) = \sin[\theta(t)] = \sin\left[K \cdot \left(e^{-\frac{t}{L}} - 1\right)\right] \quad (2.4)$$

Dimana

$$K = \frac{\omega_1 \cdot T}{\ln\left(\frac{\omega_1}{\omega_2}\right)}, L = \frac{T}{\ln\left(\frac{\omega_1}{\omega_2}\right)} \quad (2.5)$$

T adalah durasi dari sinyal *sweep*, yang berupa sinyal *sweep* sinusoidal yang terbatas pada frekuensi antara ω_1 dan ω_2 .

Keuntungan menggunakan batas frekuensi adalah dapat menyesuaikan batas frekuensi kerja dari *speaker* dan mikrofon sehingga didapatkan hasil *impulse response* yang maksimal. Berikut diagram blok yang menjelaskan cara kerja ekstraksi *impulse response* menggunakan teknik ESS ditunjukkan pada gambar 2.6



Gambar 2. 6 Proses menentukan *impulse response*

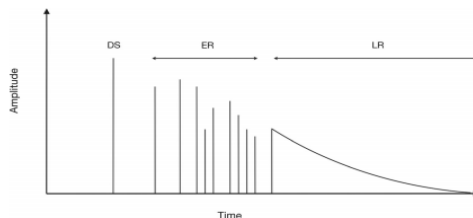
Untuk mendapatkan suatu sinyal *impulse response* $h(t)$ perlu dilakukan dekonvolusi terhadap sinyal acuan $s(t)$. Pada proses ekstraksi *impulse response*, proses konvolusi antara sinyal terekam $r(t)$ dan *inverse filter* $f(t)$ disebut juga sebagai proses dekonvolusi.

$$h(t) = r(t) * f(t) \quad (2.6)$$

Persamaan diatas menggambarkan *impulse response* yang ideal, terlepas dari distorsi sinyal. Karena kita berhadapan dengan sistem fisik, maka selalu ada komponen *error/ noise* yang masuk sinyal terekam. Masalah terbesar terjadi akibat respon *speaker* yang tidak ideal selama proses pembangkitan suara (seperti distorsi suara pada frekuensi rendah) dan *noise* luar yang masuk selama proses perekaman. Berdasarkan penelitian yang dilakukan oleh Farina, distorsi harmonik selalu terjadi didepan sinyal *impulse response*, sehingga distorsi tersebut mudah ditemukan dan sinyal tersebut dapat dihilangkan dengan cara memotongnya tanpa mempengaruhi respon linear sinyal (Farina, 2000).

2.7. Efek waktu dengung pada pengguna implan koklea

Reverberation merupakan total refleksi suara yang datang berasal dari benda-benda dan area ruangan yang tertutup. Ketika mendengarkan percakapan pada sebuah ruangan tertutup, suara yang mencapai pendengar adalah suara langsung (*direct sound*), pantulan awal (*early reflection*), dan pantulan akhir (*late reflection*) (Hu & Kokkinakis, 2013). Komponen ini ditunjukkan pada gambar 2.7.



Gambar 2. 7 Skema representasi komponen *impulse respon* (Hu & Kokkinakis, 2013)

Penelitian yang pernah dilakukan menjelaskan bahwa gangguan kejelasan pendengaran menjadi memburuk ketika nilai $RT_{60} > 0,5$ detik, seiring penambahan linier nilai RT_{60} maka terjadi pengurangan kejelasan ucap secara eksponensial. Waktu

dengung mempengaruhi kejelasan ucapan, karena energi suara dengung menciptakan suara temporal dan mengotori percakapan secara tumpang tindih (Whitmal & Poissant, 2009).

Penelitian yang dilakukan dengan simulasi yang didengarkan pada pengguna implan koklea dengan menggunakan *vocoder* akibat adanya *reverberant* dan masking serta kombinasi dari keduanya pada kalimat. Hasil dari penelitian menunjukkan bahwa adanya waktu dengung sebesar 1 detik menyebabkan penurunan kejelasan ucapan sebesar 60% dibandingkan pada ruang yang tenang. Selain itu pengaruh dengung juga mempengaruhi perbedaan ucapan pada konsonan (huruf mati) dan *vocal* (huruf hidup) yang disebabkan adanya *overlap masking* dan *self masking*. (Poissant, ill, & Freyman, 2005). Penelitian yang dilakukan Fei Chan dkk, menyebutkan bahwa adanya korelasi yang tinggi dari nilai kejelasan kalimat yang diucapkan dengan keadaan ruang *reverberant* yaitu sebesar 0,98.

2.8. *Ideal Reverberant Masking (IRM)*

Ideal Reverberant Masking (IRM) adalah teknik pemisahan sinyal yang digunakan sebagai metode untuk mengurangi suara *reverberant*. $S(t, i)$ merupakan sinyal suara asli dari sinyal campuran (suara *reverberant*) dinyatakan $S_R(t, i)$ (Nicoleta Roman, 2013). *Signal to Reverberant Ratio (SRR)*), yang merupakan nilai yang menunjukkan besarnya energi *reverberant* pada sinyal suara yang ditunjukkan dengan persamaan 2.7 yang digunakan sebagai ambang batas untuk menentukan nilai IRM.

$$SRR(t, i) = 10 \log_{10} \left(\frac{|S(t, i)|^2}{|S_R(t, i)|^2} \right) \quad (2.7)$$

$SRR(t, i)$ merupakan nilai dari *Signal to Reverberant Ratio*, dimana nilai ini bervariasi dari besar hingga kecil, jika semakin besar nilai SRR menunjukkan energi suara *reverberant* lebih sedikit atau tidak dominan dan sebaliknya jika nilai SRR kecil maka energi *reverberant* lebih dominan dimana penjumlahan

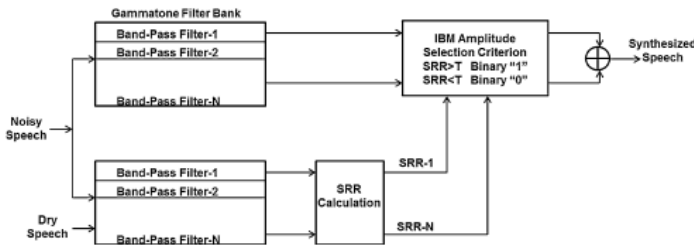
antara *early reflection* dan *late reflection* lebih dominan dibandingkan dengan suara asli (Saleem, Mustafa, Nawaz, & Khan, 2015; Kokkinakis, Hazrati, & C.Loizou, 2011). *Ideal Reverberant masking* (IRM) (t, i) salah satu metode untuk menghilangkan suara campuran dengung yang didasarkan pada nilai SRR diberikan persamaan 2.8 sebagai berikut.

$$SDe_{(t,i)} = S_R(t, i) \times IRM_{(t,i)} \quad (2.8)$$

Dimana $SDe_{(t,i)}$ adalah sinyal *dereverberant*, $S_R(t, i)$ adalah sinyal suara *reverberant* dan $IRM_{(t,i)}$ nilai *ideal reverberant masking*, yang diberikan persamaan 2.9 sebagai berikut.

$$IRM_{(t,i)} = \begin{cases} 1, & \text{jika } SRR > \text{Threshold} \\ 0, & \text{jika } SRR \text{ selain itu} \end{cases} \quad (2.9)$$

Jika nilai $IRM_{(t,i)}$ bernilai lebih atau sama dengan nilai ambang batas maka $IRM_{(t,i)}$ bernilai satu yang berarti sinyal tersebut akan diteruskan dan jika bernilai kurang dari ambang batas SRR maka sinyal bernilai 0 dan dihilangkan. Diagram blok proses *Ideal Reverberant Masking* ditunjukkan pada gambar 2.8 berikut ini



Gambar 2. 8 Diagram blok proses *ideal binary masking*

2.9. Dereverberation

Dereverberation metode yang digunakan untuk menghilangkan efek *reverberation* dari sinyal suara. Metode ini digunakan pada *hand-free communication* dimana waktu dengung ruangan mempengaruhi kejelasan suara (ucap) dan *speech recognition*. Sinyal *Dereverberation* dapat dilakukan dengan dua pendekatan dimana algoritma yang secara langsung

memperkirakan sinyal suara langsung dan efek lingkungan lainnya untuk menentukan filter yang sesuai yang dikaitkan dengan teknik (*reverberation suppression*) dan yang kedua yaitu dengan menentukan filter yang terbaik sesuai dengan sinyal yang diamati (*reverberation cancellation*).

2.9.1 Reverberation suppression techniques

Reverberation suppression techniques adalah *blind dereverberation*, dimana algoritma yang digunakan hanya memiliki sinyal yang diterima dan tidak memiliki parameter dari sinyal akustik yang menimbulkan gema. Dalam penelitian Huang dan Kyriakasis yang dikutip dari penelitian (Outouzian, 2014) dijelaskan pendekatan secara *blind* dekonvolusi pada algoritma konstan digunakan untuk menghubungkan filter *linier predictive coding* (LPC) untuk melakukan *dereverberation* sebuah sinyal audio.

2.9.2 Reverberation cancellation techniques

Teknik yang digunakan untuk meningkatkan sinyal suara asli dengan menekan sisa gema dan bising latar belakang untuk *single microphone acoustic*. *Reverberation cancellation* membutuhkan *room impulse response* dalam teknik ini terbagi dalam sub kategori yang tergantung dari sumber atau elektroda akustik yang digunakan.

2.10. Pengujian Subyektif dan Obyektif

Kualitas suara yang dihasilkan hasil pemrosesan *dereverberation* perlu dilakukan evaluasi untuk mengetahui tingkat kejelasan suara yang didengarkan, teknik untuk mengevaluasi performa dari hasil sinyal suara yang telah diproses yaitu dengan menggunakan metode subyektif dan obyektif

2.10.1 Metode subyektif tes

Metode subyektif yang digunakan untuk mengevaluasi sinyal suara hasil pemrosesan yaitu dengan metode sebagai berikut :

1. *Mean Opinion Score* (MOS)

Metode MOS (*mean opinion score*) yang mengukur kualitas sistem berdasarkan rekomendasi ITU-T.P800 . pengujian dilakukan dengan cara naracoba diminta untuk memberikan nilai dengan *Absolute Category Rating* (ACR) dengan rentang nilai 1-5 sesuai dengan kategori berdasarkan tabel 2.1, nilai yang telah diberikan oleh naracoba kemudian di rata-rata untuk mendapatkan seluruh nilai ACR. Pengujian MOS dengan mendengarkan suara yang akan dinilai dan kemudian naracoba menilai sesuai nilai ACR.

Tabel 2. 1 Kategori penilaian ACR

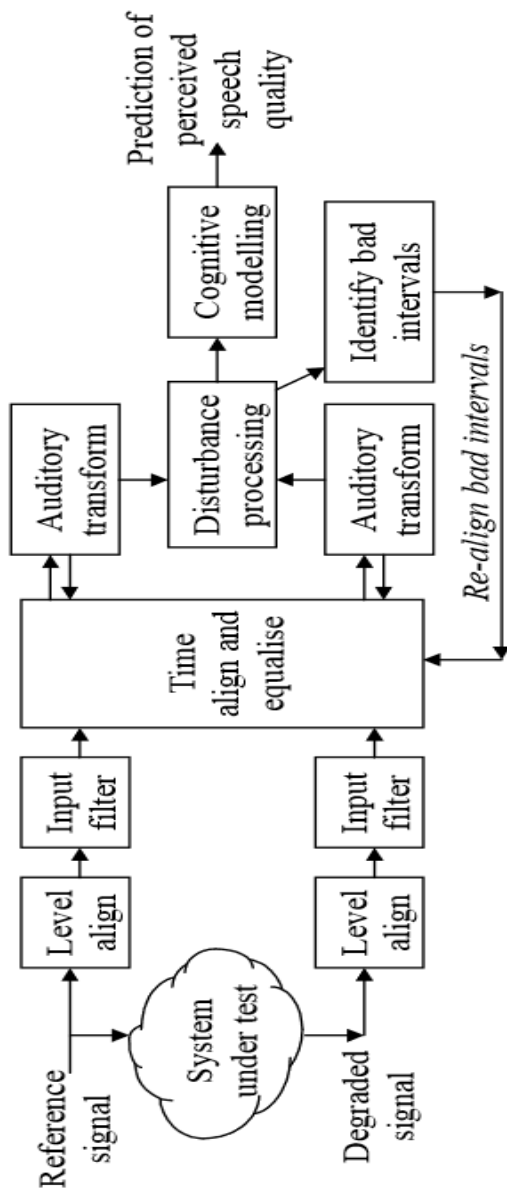
Kategori	Nilai
Sangat Bagus	5
Bagus	4
Cukup	3
Buruk	2
Sangat Buruk	1

2.10.2 Obyektif tes

Perceptual Evaluation Of Speech Quality (PESQ) adalah metode untuk mengevaluasi kualitas suara secara obyektif yang ditemukan pada tahun 2000. Metode mengevaluasi kualitas suara dengan menyetarakan level (amplitudo) dari sinyal asli dan sinyal uji (yang sudah diproses). Kemudian sinyal tersebut di-*filter* dan selanjutnya akan diolah *Auditory Transform*. *Auditory transform* ini memodelkan pendengaran manusia. Hal yang dijadikan paramater

adalah adanya perbedaan keseimbangan frekuensi, dan pita kekerasan suara (*loudness*) antara sinyal asli dan sinyal hasil pemrosesan, Sehingga didapatkan nilai PESQ-nya. Nilai PESQ berada pada rentang $(-0,5)-4,5$ dengan nilai 4,5 adalah menunjukkan kualitas yang terbaik (UNION, 2001). Gambar 2.9 menjelaskan proses PESQ.

Perhitungan nilai PESQ dimulai dari penyelarasan kedua sinyal uji berdasarkan standar pendengaran, kemudian kedua sinyal di filter menggunakan (*Fast Fourier Transform*) FFT. Sinyal selanjutnya di selaraskan dalam waktu yang diolah melalui transformasi pendengaran berdasarkan amplitudo pada setiap sinyal suara. Transformasi pendengaran di PESQ merupakan model *psychoacoustic* yang memetakan sinyal menjadi representasi kekerasan pada setiap frekuensi dan waktu. Setelah melalui proses transformasi pendengaran kemudian dilakukan proses *disturbance processing* yaitu pengolahan dan pemodelan pada sinyal asli dan sinyal hasil pengolahan, dengan memberikan ukuran kesalahan dari sinyal suara. Sebelum mendapatkan hasil prediksi nilai obyektif terlebih dahulu dilakukan proses *cross-correlation* untuk menentukan perkiraan waktu dari sinyal tersebut.



Gambar 2. 9 Algoritma PESQ (Rix,2001)

BAB III

METODOLOGI PENELITIAN

Bab ini menjelaskan tentang langkah-langkah yang dilakukan untuk mencapai tujuan penelitian.

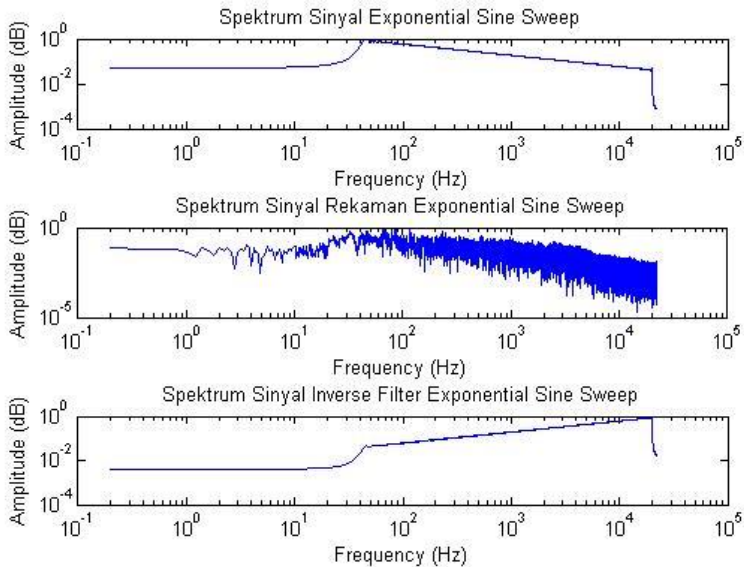
3.1 Pengambilan Data Keterarahan Speaker

Pengukuran keterarahan speaker untuk menentukan medan bebas di udara yang dilakukan untuk mengetahui pola keterarahan dari speaker. Pengujian dilakukan di ruang terbuka di suara dengan membangkitkan sinyal *puretone* frekuensi 1000 Hz, yang dibangkitkan dengan level suara 120 dB di lapangan terbuka untuk menghindari efek pantulan dari lingkungan sekitar.

3.2 Pengambilan Data *Room Impulse Response*

Pengambilan data *room impulse* digunakan untuk menentukan fungsi transfer bagaimana suara berperilaku didalam ruangan, sehingga dapat didapatkan pengaruh RT_{60} . Pengambilan data dengan menggunakan menggunakan metode *sine sweep*, dengan membangkitkan sinyal *Exponential Sine Sweep* (ESS) dari frekuensi 20-40 kHz sesuai dengan persamaan 2.4. Sinyal ESS dan *inverse* ESS dilakukan dengan menggunakan *software* Matlab. Spektrum sinyal dapat di tunjukkan dari gambar 3.1

Pengambilan data di ruangan Teater A dan P104 dimulai dengan konfigurasi alat yaitu *microphone array* yang terhubung dengan DAQ kemudian dihubungkan dengan *software* National Instrument yang digunakan untuk membangkitkan suara ESS dan menyimpan suara rekaman ESS. Data tersebut diolah dan di ekstraksi untuk mendapatkan *impulse response* ruangan dengan mengkonvolusi suara rekaman ESS dengan *invers filter* $f(t)$ sesuai dengan persamaan 2.6 dengan menggunakan *software* Matlab



Gambar 3. 1 Spektrum sinyal ESS

3.3 Basis Data Suara

Basis data suara yang digunakan adalah suara dengan kata dalam Bahasa Indonesia. Data suara sesuai dengan daftar kata-kata Bahasa Indonesia Gadjah Mada Phonetically Balance List (Soewito 1985). Kata-kata tersebut digunakan sebagai *Speech test* pasien implan koklea yang dilakukan pada ruang audiometri di PT. Kasoem *Hearing and Speech Center*.

Data Suara yang digunakan adalah suara dengan bahasa Indonesia yang berjumlah 5-8 kata perkalamannya. Basis data ini direkam di ruangan kedap sehingga tidak terdapat *reverberation*. Terdapat dua jenis suara yang digunakan yaitu suara laki-laki dan suara perempuan. Pada penelitian sebelumnya digunakan basis data suara berbahasa Inggris. Namun hal ini mempersulit pencarian responden yang digunakan dalam penelitian tersebut karena harus

menggunakan *native speaker*. Dalam penggunaannya basis data suara berbahasa Indonesia ini digunakan untuk mempermudah responden memahami suara yang diujikan. Stimuli pada sinyal uji terdiri atas suara laki-laki yang disebut dengan MMHT dan suara perempuan yang disebut dengan FENA.

3.4 Pembuatan Stimuli (Suara Uji)

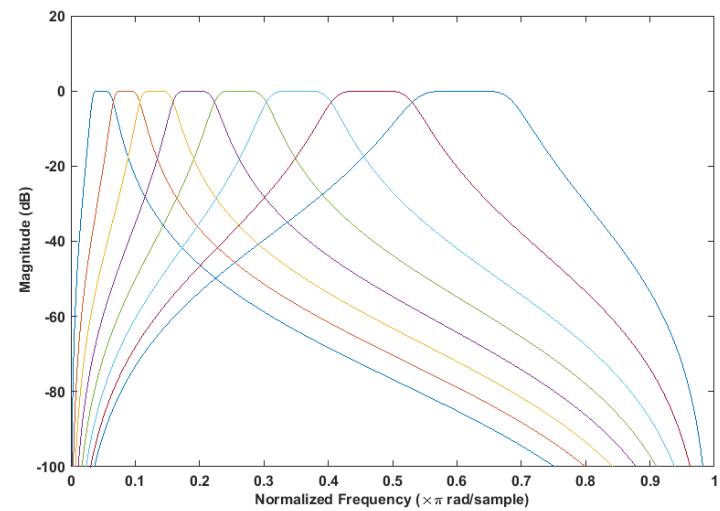
a. Stimuli suara asli

Suara asli merupakan suara basis data berbahasa Indonesia dengan frekuensi sampling 16 kHz, yang terdiri dari suara asli yaitu suara rekaman di ruang studio, suara stimuli *reverberant* yang telah tercampur dengan *impulse response* ruangan dan suara *dereverberant* suara yang akan dihilangkan pengaruh *reverberant*.

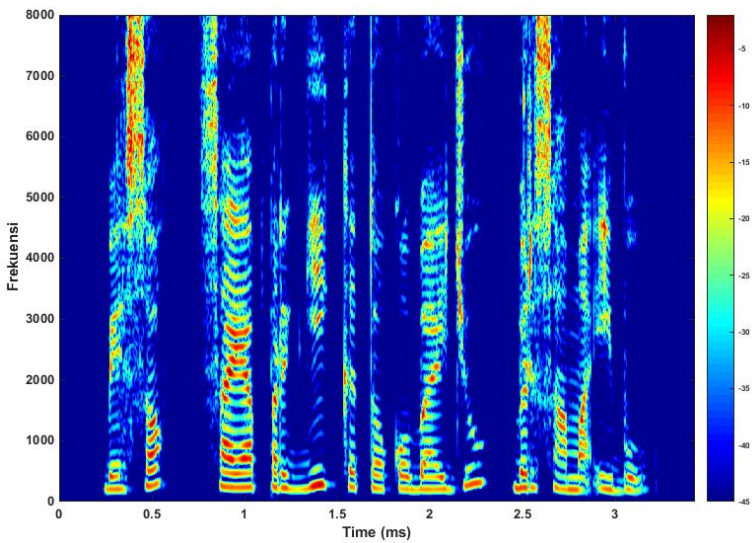
b. Stimuli uji terhadap nilai *Vocoder*

Suara dari basis data berbahasa Indonesia kemudian diproses menggunakan *vocoder* 8, 12, 16 dan 22 elektroda. *Vocoder* merupakan program untuk mengubah suara asli kedalam suara yang masuk ke dalam elektroda -elektroda. Sebagai hasil bahwa suara telah berhasil diproses menggunakan *vocoder* maka dapat di lihat dari frekuensi respon suara pada gambar 3.4. Sebagai contoh pada gambar 3.5 terdapat perbedaan suara antara sebelum dibandingkan dengan setelah diproses menggunakan *vocoder* 8 elektroda berdasarkan *spectrogram* yang menunjukkan hubungan antara frekuensi dengan waktu. Warna dalam *spectrogram* menunjukkan daya dari suara tersebut. Warna merah menunjukkan kekerasan suara (*loudness*) yang tinggi, warna biru muda menunjukan adanya suara (*voiced*) dengan kekerasan suara yang rendah dan warna biru tua menunjukkan tidak adanya suara (*silence region*).

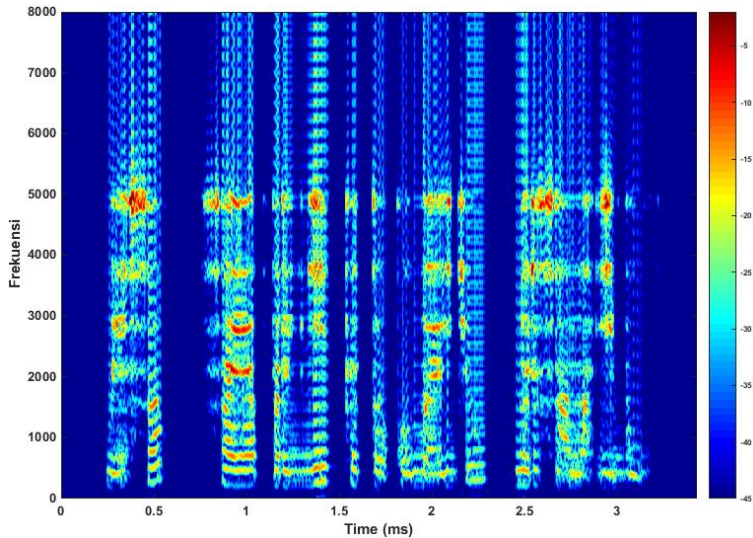
Spectrogram gambar 3.5 dan gambar 3.6 terlihat jelas fungsi dari *vocoder*. Suara dibagi-bagi menjadi 8 bagian sesuai dengan *center* frekuensi dari *cochlea auditory filter*.



Gambar 3. 2 *Impulse response filter vocoder 8 elektroda*



Gambar 3. 3 *Spektrum suara asli*



Gambar 3. 4 suara yang telah masuk ke *vocoder* 8 elektroda

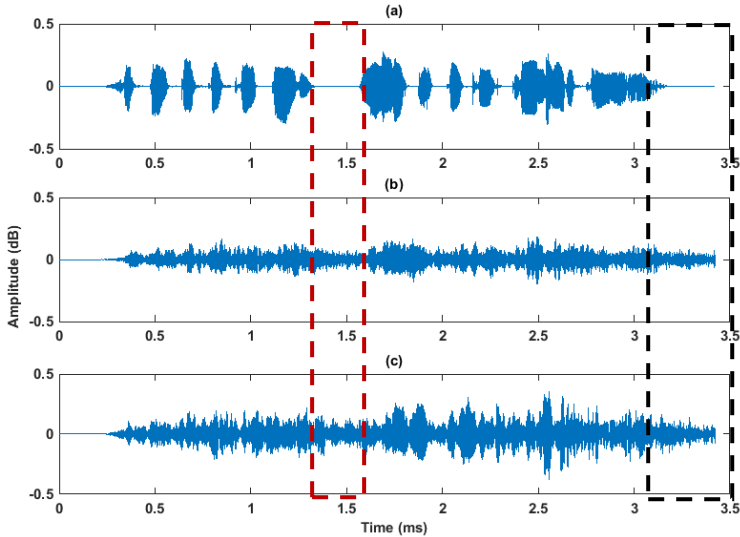
c. Stimuli *Reverberant*

Stimuli *reverberant* yaitu suara asli yang dikonvolusi dengan sinyal *impulse response* ruangan, $s(n)$ dinotasikan sebagai suara asli dan $h(n)$ sebagai *impulse response* ruangan sesuai dengan persamaan 2.3. *Impulse response* ruangan dalam penelitian ini diambil pada ruangan Teater A dan P104 dengan metode *sine sweep* yang memiliki waktu dengung (RT_{60}) yaitu 2 detik dan 1,5 detik.

Sinyal suara *reverberant* dan suara asli ditunjukkan pada gambar 3.5 (a) ditunjukkan dari *time waveform* sinyal suara dimana sumbu- x adalah waktu dan sumbu- y adalah amplitudo di ruang P104 pada gambar 3.5 (b) dan di ruang Teater A gambar 3.5 (c) akibat adanya pengaruh *impulse response* ruangan pada suara tersebut.

Gambar 3.7 (b) dan gambar 3.7 (c) tersebut menunjukkan sinyal suara *reverberant* mengisi zona diam pada suara asli ketika tidak berbicara (jeda) antara kata

berikutnya yang akan diucapkan, karena adanya penumpukan suara yang menutupi kata selanjutnya. Suku kata yang tertutupi oleh efek *reverberant* akan sulit didengarkan oleh pendengar.



Gambar 3. 5 time waveform sinyal suara asli (a),
suara *reverberant* P104 (b), suara *reverberant*
Teater A (c)

d. Stimuli Suara *Dereverberant*

Suara *reverberant* yang telah didapatkan kemudian akan dikurangi energi dengungnya dengan menggunakan metode *Ideal Reverberant Masking* (IRM) berdasarkan nilai *Signal to Reverberant Ratio* (SRR), nilai SRR merupakan logaritmik perbandingan dari sinyal suara asli dengan suara *reverberant* menggunakan persamaan 2.7, nilai SRR yang telah didapatkan kemudian dijadikan ambang batas (*Threshold*) untuk menentukan *Ideal Reverberant Masking*

(IRM). Berdasarkan hasil perhitungan nilai SRR yang telah didapatkan ditunjukkan pada tabel 3.1.

Nilai SRR yang didapatkan dijadikan sebagai variasi nilai batas SRR yang diberikan pada penelitian ini yaitu berada pada rentang -10 hingga +10 dengan kenaikan 5 dB. Berikut ini adalah tabel 3.1 merupakan rentang variasi nilai SRR, setelah didapatkan variasi nilai SRR selanjutnya nilai tersebut dijadikan sebagai ambang batas berdasarkan metode *Ideal Reverberant Masking* (IRM) tersebut.

Tabel 3. 1 Nilai SRR berdasarkan perbedaan nilai RT ruangan

Ruangan	Gender	Nilai SRR (dB)
P104	Fena	-4.899
(RT_{60} 1,5 s)	Mmht	-4.876
Teater A	Fena	-6.244
(RT_{60} 2 s)	Mmht	-5.987

3.5 Pengujian Subyektif dan Obyektif

3.5.1 Pengujian Subyektif

a. Partisipan

Partisipan pada penelitian tahap pertama yaitu pasien normal dan pasien implan koklea dengan rentang 5-10 tahun yang telah menggunakan implan koklea minimal 2 tahun seluruh pasien adalah *prelingual deafness* yang berjumlah 4 orang terlebih dahulu melakukan tes audiometri diruang audiometri PT. Kasoem Hearing and Speech Center untuk mengetahui respon pendengaran suara dari pasien untuk menentukan ambang batas kekerasan (*loudnes*) yang akan diberikan kepada pasien. Setelah itu pasien diminta menirukan suara stimuli

yang telah didengarkan dengan urut. Seluruh pasien implan koklea menggunakan alat dengan 22 Nucleus dari Cochlear Corp Sydney, Australia.

Partisipan penelitian kedua yaitu pasien normal dengan rentang umur 20-23 tahun yang berjumlah 16 orang, yang diasumsikan tidak memiliki gangguan pendengaran kemudian diminta untuk mendengarkan stimuli yang telah dibuat dengan jumlah kalimat sebanyak 650 kalimat. Pengambilan data dilakukan dengan menggunakan *headphone* BOSE yang terhubung *bluetooth* ke komputer yang dilakukan di ruang kedap Teknik Fisika ITS

b. Metode Subyektif Tes

Metode yang digunakan yaitu dengan metode *Mean Opinion Score* (MOS), dimana dalam metode ini naracoba yang berjumlah 16 orang mendengarkan suara asli dan suara hasil pemrosesan kemudian diminta untuk memberikan nilai dari stimuli uji yang telah didengarkan dengan rentang 1-5 sesuai dengan kategori Tabel 2.1. jumlah kalimat yang didengarkan yaitu berjumlah 650 kalimat dengan durasi *hearing test* 1,5 jam, dimana setiap 15 menit naracoba beristirahat agar tidak kehilangan konsentrasi.

3.5.2 Pengujian Obyektif

Pengujian kedua adalah untuk melihat hasil pengukuran secara obyektif. *PESQ* digunakan untuk mengukur kualitas suara.

3.6 Pengujian Hasil dan Penarikan Kesimpulan

Hasil yang didapatkan dari proses *reverberant* dan proses *dereverberant*, dilakukan analisis dari berbagai sudut pandang. Hal-hal yang dianalisis adalah fenomena suara *reverberant*,

hasil proses *dereverberant* dengan perubahan variasi nilai SRR yang telah ditentukan, dan perubahan nilai subyektif dan obyektif tes terhadap proses *dereverberant* yang telah dilakukan.

Halaman ini sengaja di kosongkan

BAB IV ANALISIS DATA

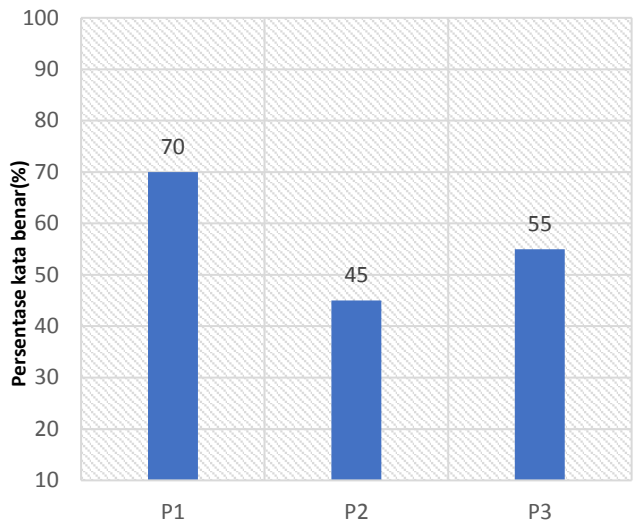
4.1 Tanggapan Kejelasan Suara pada Pengguna Implan Koklea

Pengujian yang terlebih dahulu dilakukan dengan tes audiometri pada pasien normal dan pasien implan koklea dengan umur 5- 7 tahun dengan umur pendengaran lebih dari 3 tahun memiliki hasil yang berbeda-beda, selanjutnya setelah melakukan uji audiometri pasien diminta mendengarkan suara uji dengan daftar kata-kata Bahasa Indonesia Gadjah Mada Phonetically Balance List (Soewito 1985) kemudian pasien diminta menirukan suara yang didengarkan, sebelum mendengarkan, pasien dilatih terlebih dahulu suara apa yang nantinya harus ditirukan. Kalimat yang didengarkan deret bagian dari daftar kata Bahasa Indonesia Gadjah Mada Phonetically Balance List (Soewito 1985) yang berjumlah 20 kata. Profil dan respon pasien implan koklea terhadap kata yang didengarkan pada tabel 4.1 dan gambar 4.1 menunjukkan hubungan jumlah kata yang benar diucapkan kembali oleh pasien dari suara yang didengarkan.

Analisis hasil pengambilan data ini tidak dilakukan secara statistik, dikarenakan adanya perbedaan profil pada setiap pasien. Pengaruh sosial dan keluarga merupakan salah satu pengaruh yang mendasari perbedaan profil sehingga hasil pengambilan data tidak dapat di samakan.

Tabel 4. 1 Respon dan profil pasien terhadap suara uji

NO	Pasien	P1	P2	P3
1	Jumlah kata yang didengarkan	20	20	20
2	Jumlah kata benar	9	11	14
3	Umur	6 thn	7 thn	5,5 th
4	Umur mendengar	3 thn	3,5 thn	3,5 thn

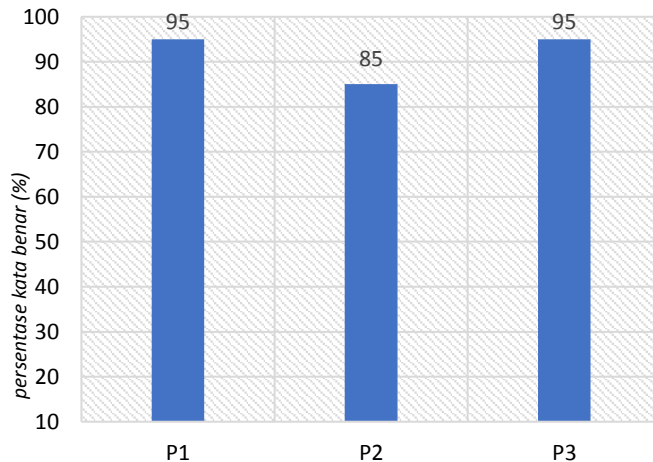


Gambar 4. 1 Persentase kata yang benar pasien implan koklea

Pengambilan data selanjutnya dilakukan terhadap pasien pendengar normal terhadap kata-kata Bahasa Indonesia Gadjah Mada Phonetically Balance List (Soewito 1985), Persentase yang benar serta profil pasien normal di jelaskan dalam tabel 4.2.

Tabel 4. 2 Respon dan profil pasien normal terhadap suara uji

NO	Pasien	P1	P2	P3
1	Jumlah kata yang didengarkan	20	20	20
2	Jumlah kata benar	19	17	19
3	Umur	6 thn	6 thn	7 th



Gambar 4. 2 Persentase kata yang benar pasien pendengar normal

Grafik 4.1 dan grafik 4.2 memiliki hasil yang berbeda, perbandingan antara kejelasan suara yang didengar oleh pasien normal dan pasien implan koklea memiliki perbedaan hasil, pendengar normal memiliki kejelasan suara yang lebih tinggi dibandingkan dengan pasien implan koklea, hasil pengambilan data menunjukkan bahwa persentase kata yang benar didengar oleh pengguna implan koklea yaitu sebesar 70% dan nilai terendah 45%, sedangkan pada pendengar normal nilai paling tinggi yaitu mencapai 95%.

Perbedaan nilai tersebut karena adanya perbedaan umur mendengar antara pendengar normal dan pasien implan koklea, umur mendengar pasien implan koklea yaitu berada pada usia 3-3,5 tahun sedangkan umur mendengar pasien normal adalah 6-7 tahun.

Hasil yang didapatkan sesuai dengan penelitian yang dilakukan Erin chafer dan Ashley Utrup pada *Effect of Age of Cochlear Implantation on Speech Intelligibility to Others* disebutkan bahwa secara umum anak-anak yang memiliki pendengaran normal memiliki kejelasan kalimat yang didengar

yaitu 50% - 70% pada usia tiga tahun, berdasarkan penelitian yang dilakukan usia implan yang sudah digunakan pasien yaitu sudah mencapai 3 tahun, usia implan tersebut merupakan usia pendengaran pasien yang sama dengan usia anak umur 3 tahun, walaupun umur pasien adalah 5 tahun.

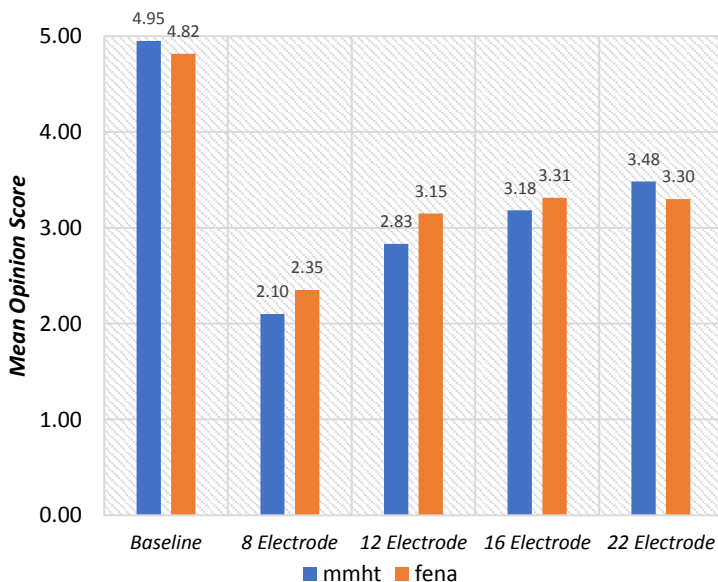
Usia pasien ketika mendapatkan implan memiliki pengaruh terhadap kejelasan suara yang didengarkan, semakin muda penderita gangguan pendengaran mendapatkan implan koklea maka perkembangan kejelasan suara yang didengar akan semakin cepat berkembang, hal ini berhubungan dengan periode penting anak-anak dalam perkembangan mendengar yaitu di usia 2 tahun pertama hasil ini juga disebutkan dalam penelitian *Cochlear Implants in Children* (Sarant, 2012).

Perbedaan nilai Persentase yang benar antara pasien normal dan pasien implan koklea tidak terlalu signifikan, contohnya yaitu pada P1 pasien implan koklea dan P1 pada pasien normal, perbedaan jumlah Persentase yang benar yaitu sebesar 15%, perbedaan tersebut karena adanya perbedaan umur pendengaran antara pendengar normal dan pendengar implan koklea. Perbedaan jumlah kalimat tersebut akan semakin mendekati dengan pasien pendengar normal jika pasien implan koklea dilatih dan diterapi salah satunya dengan menggunakan *Auditory Vebal Teraphy* (AVT), sehingga dengan umur pendengaran pasien implan koklea ketika mencapai 3 tahun diharapkan nantinya akan memiliki umur pendengaran sama dengan umur kronologisnya.

4.2 Perubahan Nilai Elektroda Terhadap Pada Suara Uji

Perubahan nilai elektroda pada suara uji (stimuli) implan koklea untuk melihat pengaruh perubahan nilai elektroda terhadap kejelasan suara implan koklea,, pengujian ini dilakukan dengan mendengarkan suara asli dan suara yang sudah masuk melewati elektroda 8-8,12-12,16-16, dan 22-22 kepada responden yang berjumlah 16 orang dengan stimuli menggunakan suara perempuan dan laki-laki dan dilihat nilai

Mean Opinion Score (MOS) dari suara yang telah masuk ke elektroda ditunjukkan pada gambar 4.3 grafik nilai *MOS* hasil pengujian subyektif suara asli dengan suara yang telah diproses masuk ke elektroda. Hasil yang didapatkan yaitu semakin tinggi nilai elektroda maka nilai subyektif tes *Mean Opinion Score* (MOS) akan meningkat, dilihat pada grafik gambar 4.3 tersebut bahwa setiap kenaikan nilai elektroda nilai *Mean Opinion Score* (MOS) juga mengalami kenaikan, keadaan ini berlaku pada setiap kondisi suara yaitu pada suara laki-laki (MMHT) dan suara perempuan (FENA), penelitian ini sebelumnya sudah dilakukan (Suprpto & Arifianto, 2014) bahwa suara asli tanpa adanya masker, maka setiap kenaikan nilai elektroda kejelasan suara yang didengarkan juga akan semakin meningkat.



Gambar 4. 3 perbandingan nilai MOS suara asli dengan suara yang sudah masuk *vocoder*

4.3 Suara basis vs Suara *Reverberant*

Suara basis merupakan suara yang belum terpengaruh dengan suara waktu dengung ruangan. Suara *reverberant* merupakan suara yang sudah terpengaruh dengan waktu dengung ruangan, yang dibuat dengan dua kondisi yaitu berada pada ruang Teater A dengan nilai RT_{60} 2 s dan pada ruang P104 dengan nilai RT_{60} 1,5 s. Suara *reverberant* dibuat dengan melakukan konvolusi *impulse response* ruangan di P104 dan Teater A untuk mendapatkan suara *reverberant*

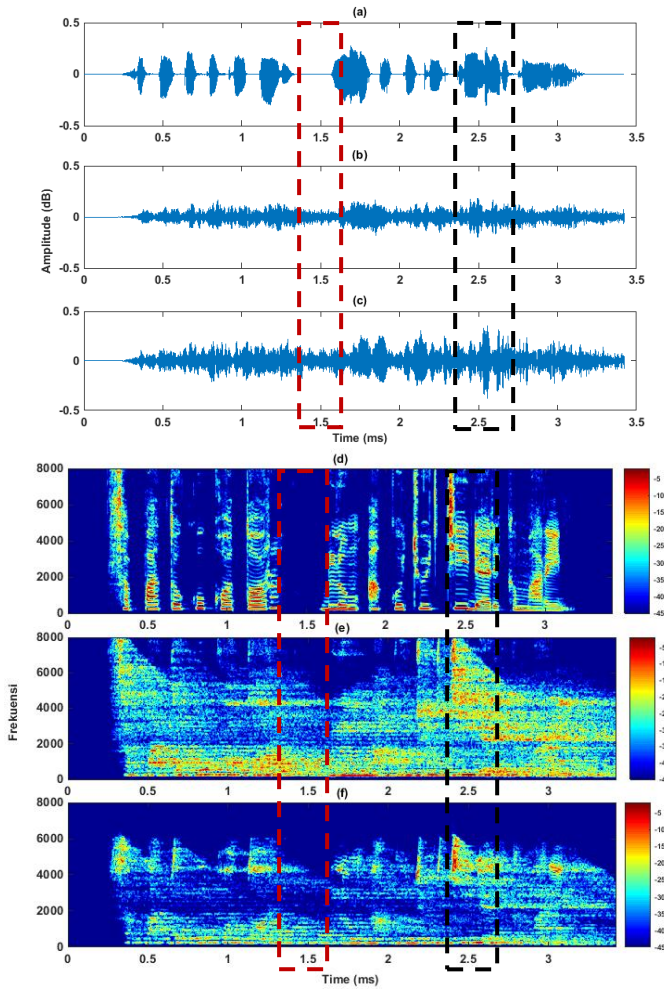
Gambar 4.4 menunjukkan *time waveform* sinyal suara dengan sumbu-x adalah waktu dan sumbu - y adalah amplitudo, gambar 4.4 (a) menunjukkan sinyal suara asli, gambar 4.4 (b) menunjukkan sinyal suara *reverberant* P104 dan gambar 4.4 (c) menunjukkan sinyal *reverberant* Teater A.

Gambar 4.4 menunjukan adanya energi sinyal *reverberant* yang mengisi zona diam (*silence zone*) pada sinyal suara asli, sehingga sinyal suara asli tersebut ikut terseret mengisi zona diam dan menyebabkan penumpukan pada kata selanjutnya yang menjadikan sinyal tersebut mengalami penurunan kejelasan terlihat pada gambar 4.4 pada daerah garis merah putus-putus dan garis biru putus-putus. Kondisi ini juga ditunjukkan ketika melihat *spectrogram* dari suara sinyal suara basis dan sinyal suara *reverberant* seperti pada gambar 4.4 (d), gambar 4.4 (e), dan gambar 4.4 (f).

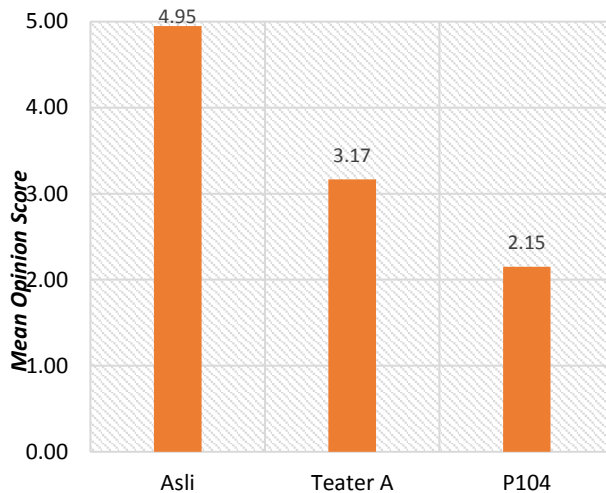
Spectrogram menunjukkan hubungan antara frekuensi pada sumbu-y dengan waktu pada sumbu-x, warna dalam *spectrogram* menunjukkan daya dari suara tersebut. Warna merah menunjukkan kekerasan suara (*loudness*) yang tinggi, warna biru muda menunjukkan adanya suara (*voiced*) dengan kekerasan suara yang rendah dan warna biru tua menunjukkan tidak adanya suara (*silence region*). Garis putus-putus merah pada gambar 4.4 (d) menunjukkan spektrum sinyal suara pada dengan nilai waktu dengung (RT_{60}) sebesar 0 detik (berada pada ruang tanpa dengung) yang menunjukkan zona diam akan berbeda dengan garis putus-putus berwarna merah pada gambar

4.4 (e) dan gambar 4.4 (d) zona garis putus-putus merah menjadi *voice region*, hal ini diakibatkan adanya pengaruh peluruhan suara yang mengakibatkan sinyal suara mengalami penumpukan yang menyebabkan sinyal suara basis tersebut ikut terseret mengisi zona diam dan terjadi penumpukan pada kata selanjutnya yang menjadikan sinyal tersebut mengalami zona yang bersuara.

Gambar 4.4 (d) pada daerah garis putus-putus berwarna hitam yang merupakan *voice region* dibandingkan dengan gambar 4.4 (e) zona tersebut mengalami kenaikan *loudness* disetiap frekuensi, namun untuk sinyal *reverberant* pada ruang Teater A dengan nilai RT_{60} sebesar 2 detik mengalami kenaikan *loudness* pada frekuensi 4000 Hz hingga 6000 Hz. Penurunan kualitas suara pada ruangan bergema ditunjukkan dari hasil uji subyektif pada grafik gambar 4.5. yang menunjukkan hubungan hasil uji subyektif antara suara asli dengan suara *reverberant*.



Gambar 4. 4 Time waveform sinyal suara asli (a), Time waveform sinyal suara reverberant P104 (b), Time waveform sinyal suara Teater A (c), Spectrogram sinyal suara asli (d), Spectrogram sinyal suara reverberant P104 (e) dan sinyal suara reverberant Teater A (f)

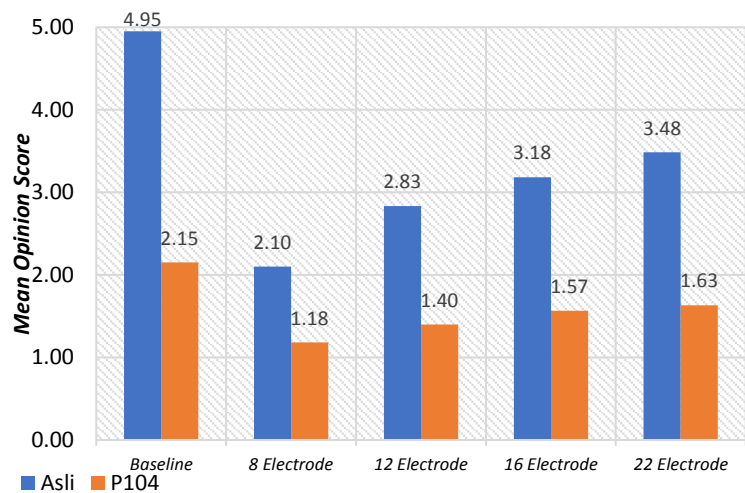


Gambar 4. 5 Hasil uji subyektif suara asli dengan suara *reverberant*

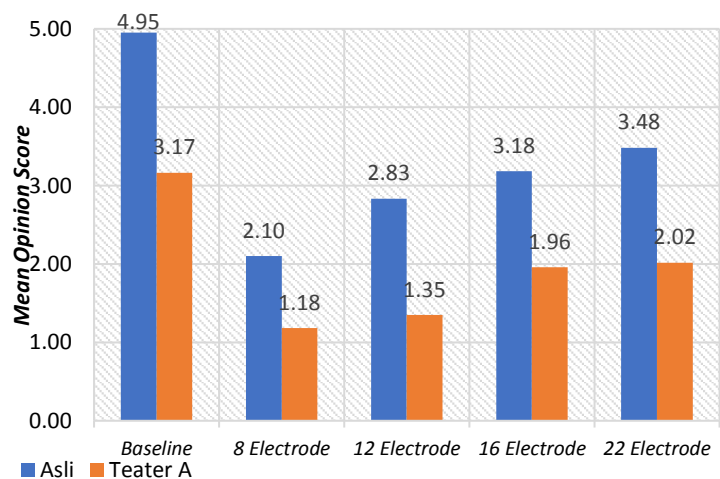
Hasil gambar grafik 4.5 tersebut menunjukkan bahwa adanya penurunan kualitas suara pada kedua ruang tersebut, pada ruang Teater A penurunan kualitas suara dengan ditunjukkan nilai *Mean Opinion score (MOS)* mencapai 35,76% dari nilai 4.8/5 menjadi 3,17/5, sedangkan pada ruang P104 penurunan yang terjadi hingga mencapai 56% dari nilai 4.8/5 menjadi 2.1/5.

4.4 Suara Reverberant dengan Elektroda Uji

Suara *reverberant* kemudian disimulasikan diolah dengan menggunakan *vocoder* pada elektroda yang berbeda, hasil pengujian subyektif pada ruang P104 ditunjukkan pada grafik gambar 4.6 dan pada ruang Teater A ditunjukkan pada gambar 4.7



Gambar 4. 6 Perbandingan nilai MOS suara asli vs suara *reverberant* pada P104 terhadap nilai elektroda



Gambar 4. 7 Perbandingan nilai MOS suara asli vs suara *reverberant* pada Teater A terhadap nilai elektroda

Gambar grafik 4.6 dan grafik gambar 4.7 menunjukkan nilai *Mean Opinion score (MOS)* pada suara yang telah melewati *vocoder* pada setiap elektroda dengan rata-rata mengalami penurunan kejelasan persepsi hingga mencapai 30% ketika sudah melewati *vocoder*.

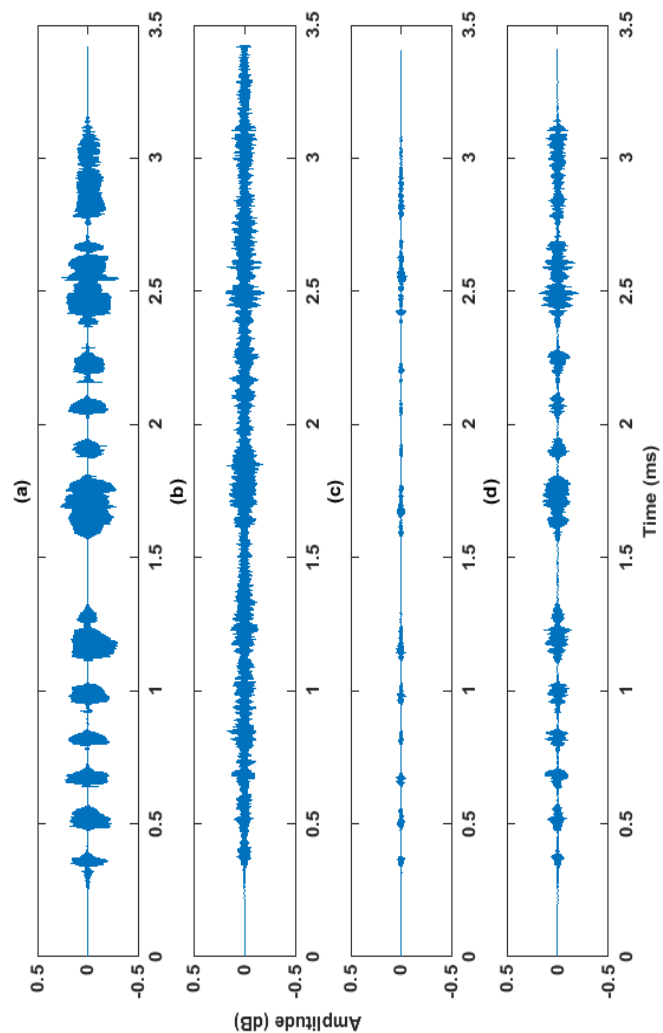
4.5 Performa *Ideal Reverberant Masking* untuk mengurangi pengaruh waktu dengung

Metode *Ideal Reverberant Masking (IRM)* yang digunakan untuk mengurangi pengaruh waktu dengung didasarkan pada nilai SRR dari sinyal suara *reverberant*, berdasarkan nilai SRR dengan rentang nilai yaitu dari -10 hingga +10 dengan kenaikan 5 dB, jika nilai SRR sinyal suara *reverberant* lebih dari nilai SRR ambang batas maka amplitudo sinyal suara tersebut akan lolos atau diteruskan dan jika nilai SRR kurang dari nilai SRR ambang batas maka amplitudo sinyal tersebut akan di hilangkan atau diabaikan.

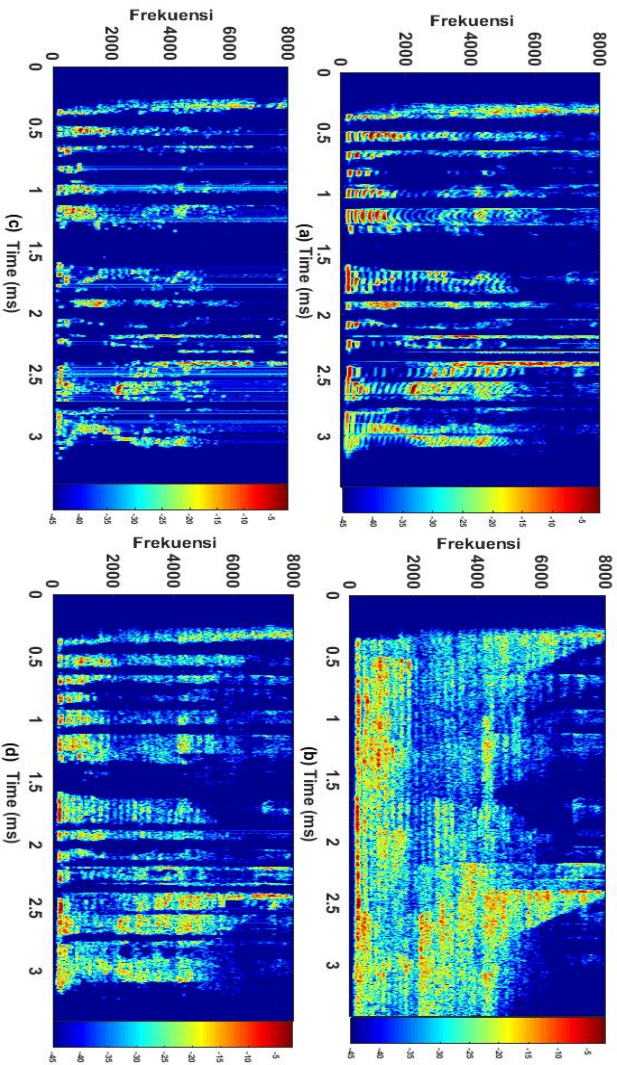
Gambar 4.8 (a) merupakan *time waveform* sinyal suara asli, gambar 4.8 (b) merupakan *time waveform* sinyal suara *reverberant* pada ruang P104 gambar 4.8 (c) merupakan *time waveform* sinyal suara yang telah melewati proses *dereverberation* dengan menggunakan metode *Ideal Reverberant Masking (IRM)* dengan *Signal to Reverberant Ratio (SRR)* Threshold -5 dan gambar 4.7 (d) SRR Threshold 5.

Gambar 4.9 (a) merupakan *time waveform* sinyal suara asli, gambar 4.9 (b) merupakan *time waveform* sinyal suara *reverberant* pada ruang Teater A gambar 4.9 (c) merupakan *time waveform* sinyal suara yang telah melewati proses *dereverberation* dengan menggunakan metode *Ideal Reverberant Masking (IRM)* dengan *Signal to Reverberant Ratio (SRR)* Threshold -5 dan Gambar 4.9 (d) SRR Threshold 5

(a)



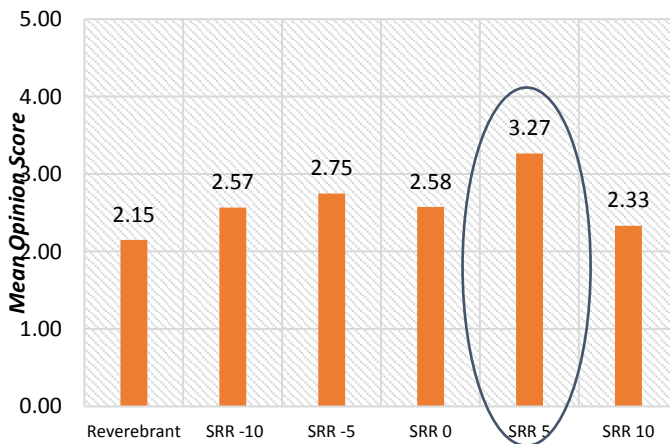
Gambar 4. 8 *time waveform* sinyal suara basis (a), sinyal suara *reverberant* P104 (b), sinyal suara *dereverberant* SRR (10) (c) dan sinyal suara *dereverberant* SRR (-10) (d)



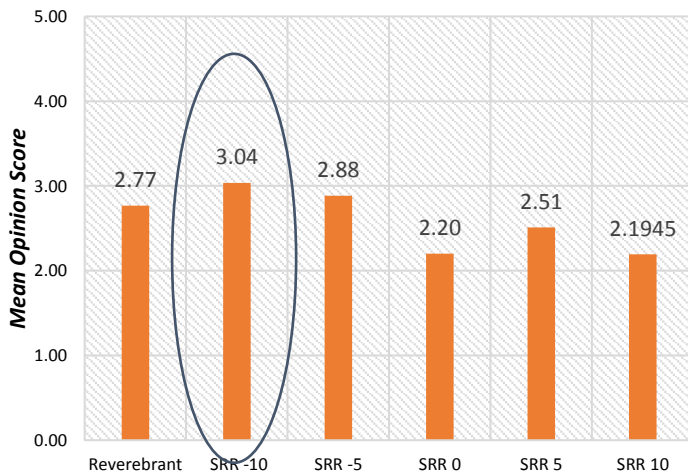
Gambar 4. 9 *Spectrogram* sinyal suara basis (a), sinyal suara *reverberant* P104 (b), sinyal suara *dereverberant* SRR (10) (c) dan sinyal suara *dereverberant* SRR (-10)

Spektrum gambar 4.9 menunjukkan bahwa, gambar 4.9 (a) merupakan sinyal suara basis, dan sinyal suara *reverberant* yang ditunjukkan dengan gambar 4.9 (b), dan hasil *dereverberant* dengan menggunakan *SRR Threshold* -10 ditunjukkan pada gambar 4.9 (c), dan hasil *dereverberant* dengan menggunakan *SRR Threshold* -10 ditunjukkan pada gambar 4.9 (d). Energi *reverberant* yang mengisi zona diam pada kalimat tersebut sudah banyak dihilangkan seperti pada gambar 4.9 (c) dan gambar 4.9 (d), perbedaan nilai *SRR* menjadikan hasil proses *dereverberant* memiliki hasil yang berbeda pula.

Gambar 4.9 (a) sebagai suara basis terlihat bahwa memiliki *loudness* yang tinggi untuk hampir disetiap frekuensi, sedangkan hasil proses *dereverberant* dengan nilai *SRR* -10 *loudness* di frekuensi tinggi menjadi turun, dan penurunan *loudness* hasil proses *dereverberant* dengan nilai *SRR* 10 sangat signifikan serta lebih banyak informasi yang hilang pada saat nilai *SRR* 10.



Gambar 4. 10 perbandingan nilai *MOS* suara *reverberant* dengan suara *dereverberant* P104

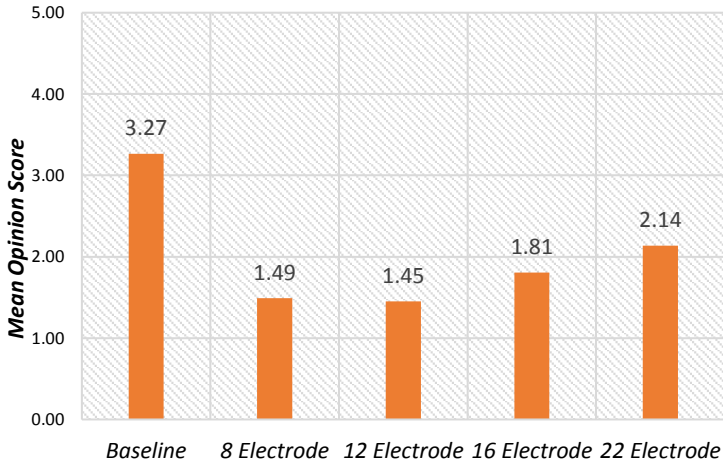


Gambar 4. 11 perbandingan nilai *MOS* suara asli suara *reverberant*, suara *dereverberant* Teater A

Hasil uji subyektif pada ruang P104 ditunjukkan pada grafik gambar 4.10 dan grafik gambar 4.11 menunjukkan hasil uji subyektif pada ruang Teater A. Nilai MOS tertinggi hasil proses *dereverberation* pada ruang P104 yaitu dari nilai suara *reverberant* dari 2,15/5 menjadi 3,27/5 dengan nilai SRR sebesar 5, kenaikan yang terjadi yaitu sebesar 22,53%, kenaikan nilai menjadi 3,27 menunjukkan bahwa suara tersebut cukup bagus untuk didengar.

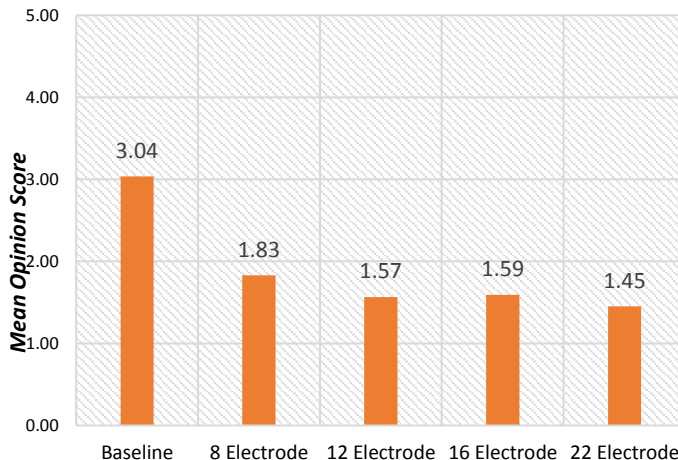
Hasil subyektif tes pada ruang Teater A didapatkan peningkatan hasil proses *dereverberant* didapatkan nilai sebesar 5,38% dari suara *reverberant* sebesar 2,77/5 menjadi 3,04/5 pada saat SRR sebesar -10. Nilai SRR tertinggi tersebut kemudian dijadikan patokan untuk mengolah suara untuk masuk melewati *vocoder*, hasil pengujian subyektif suara

dereverberant ruang P104 yang sudah melewati *vocoder* ditunjukkan menunjukkan hasil pada gambar grafik 4.12



Gambar 4. 12 Nilai MOS suara suara *dereverberant* nilai SRR 5 pada ruang P104 terhadap perubahan nilai elektroda

Gambar grafik 4.12 merupakan hasil uji subyektif diruang P104, suara basis data merupakan suara yang belum masuk melewati *vocoder*, hasil uji subyektif yang ditunjukkan dengan nilai MOS menunjukkan bahwa adanya penurunan suara ketika nilai elektroda semakin kecil dan akan naik ketika nilai elektroda semakin besar, namun pada suara di ruang Teater A penurunan nilai MOS di setiap elektroda memiliki rata-rata memiliki nilai yang sama, hasil tersebut ditunjukkan pada grafik gambar 4.13



Gambar 4. 13 Nilai MOS suara suara *dereverberant* nilai SRR (-10) pada ruang Teater A terhadap perubahan nilai elektroda

4.6 Hasil Pengujian Obyektif

Pengujian obyektif yang dilakukan dengan menggunakan metode PESQ, digunakan untuk menilai kualitas suara hasil pemrosesan didapatkan hasil seperti pada tabel 4.2. Hasil pengujian metode *Ideal Reverberant Masking* sebagai proses untuk mengurangi pengaruh waktu dengung terhadap sinyal suara uji memiliki rentang penilai dari (-0,5) hingga 4,5 berdasarkan IT-UT 2000.

Hasil pada ruang P104 dengan nilai RT_{60} sebesar 1,5 detik didapatkan nilai tertinggi dengan rata-rata 2 pada suara MMHT, serta didapatkan nilai rata-rata 1,3 pada suara FENA saat nilai SRR berada rentang -5 hingga +5. Nilai tersebut menunjukkan bahwa suara yang didengarkan menunjukkan cukup jelas untuk didengarkan

Hasil pada ruang Teater A dengan nilai RT_{60} sebesar 2 detik didapatkan nilai rata-rata sebesar 1,9 dengan rentang nilai SRR -5 hingga +5, sedangkan pada suara FENA didapatkan nilai

tertinggi ketika nilai SRR 0 dengan nilai PESQ sebesar 1,23. Nilai tersebut menunjukkan bahwa suara di ruang Teater A masih buruk dan tidak jelas untuk didengar. Berikut ini adalah hasil uji obyektif dengan variasi suara laki-laki (MMHT) dan suara perempuan (FENA) pada tabel 4.3.

Tabel 4. 3 Hasil uji PESQ suara basis dengan suara hasil *dereverberation*

Waktu Dengung (detik)	Variasi suara	Perbedaan <i>Threshold</i> SRR terhadap nilai PESQ				
		-10	-5	0	5	10
1,5	FENA	1.255	1.384	1.35	1.362	1.11
	MMHT	0.989	2	2.02	2.022	1.7
2	FENA	1.318	0.658	1.23	0.593	0.877
	MMHT	1.774	1.974	1.91	1.932	1.504

BAB V

KESIMPULAN

5.1 Kesimpulan

Kesimpulan dari tugas akhir ini adalah sebagai berikut.

- a. Pasien implan koklea menanggapi suara secara jelas yaitu sebesar 45% - 70 %, nilai tersebut akan meningkat dengan usia implan koklea lebih dari 2 tahun.
- b. Pengaruh waktu dengung yang panjang menyebabkan adanya penurunan kualitas suara oleh pendengar normal hingga mencapai 56 % pada ruang P104 dan 33% pada ruang Teater A.
- c. Proses pengurangan dengung menggunakan metode *ideal reverberant masking* didapatkan nilai tertinggi pada suara di ruang P104 dari nilai 2,15/5 menjadi 3,256/5, dari hasil subyektif tes dengan menggunakan metode MOS (*Mean Opinion Score*) yang menunjukkan suara tersebut “cukup” jelas untuk di dengarkan dengan nilai SRR 5, sedangkan pada ruang Teater A didapatkan peningkatan nilai dari 2,07/5 menjadi 3,05/5. Hasil subyektif tes dengan menggunakan metode MOS (*Mean Opinion Score*) yang menunjukkan suara tersebut “cukup” jelas untuk di dengarkan.

5.2 Saran

Dalam proses tugas akhir ini terhadap saran yang dapat digunakan untuk penelitian selanjutnya, yaitu dalam proses penentuan dan persiapan suara uji yang akan didengarkan kepada pasien implan koklea. Waktu dengung yang digunakan seharusnya bervariasi dari ruang yang memiliki waktu dengung kecil hingga memiliki waktu dengung yang panjang sebagai pembanding hasil kerja algoritma yang digunakan untuk proses mengurangi dengung. Proses *dereverberation* yang digunakan sebaiknya digunakan metode

lain selain *Ideal Reverberant Masking* karena dalam metode ini proses untuk menghilangkan pengaruh waktu dengung hanya berdasarkan amplitudo sinyal yang terpengaruh oleh waktu dengung.

DAFTAR PUSTAKA

- advancedbionics. (2017, September 2). *Understanding Hearing Loss*. Retrieved from www.advancedbionics.com:https://www.advancedbionics.com/content/dam/advancedbionics/Documents/Regional/BR/Understanding_Hearing_Loss.pdf
- Alshuaib, W. B., Al-Kandari, J., & M. Hasan, S. (2015, 1). *Classification of Hearing Loss*. Retrieved from InTech: <https://www.intechopen.com/books/update-on-hearing-loss/classisification-hearing-loss>
- Ana, R., & Wagino. (2013). TUNARUNGU, PELAKSANAAN AUDITORY VERBAL THERAPY (AVT) DALAM MENGEMBANGKAN KETERAMPILAN BERBAHASA ANAK. *JURNAL PENDIDIKAN LUAR BIASA, APRIL 2013, VOLUME 9, NOMOR.1*.
- Arifianto, D. (2013). Speech Intelligibility Improvement of Cochlear Implant using Release of Masking. Bali: Advanced Computer Science and Information Systems (ICACSYS).
- Arifianto, D., & Purnami, N. (2014). *Kompresi dan Supresi pada Koklea Telinga Normal dan Abnormal (Hearing Impaired) Untuk Pengembangan Alat Bantu Dengar (Hearing Aids)*. Surabaya: Institut Teknologi Sepuluh Nopember.
- Audiology and Neurotology. (2005). *Cochlear Implantation*. Toulouse: KARGER.
- Clark, G. (2003). *Cochlear Implant Fundamental and Application*. Australia: Springer.
- Dayse Ta'vora-Vieira, I. B. (2013). *Successful outcomes of cochlear implantation in long-term unilateral deafness: brain plasticity?* Australia: NeuroReport 2013, Vol 00 No 00.

- Ekorini, H. M. (2016). Cochlear Implant Program report in Dr. Soetomo Hospital Surabaya. *Cochlear Implant Report*, 46.
- Farina, A. (2000). *Simultaneous Measurement of Impulse Response and Distortion With a Swept-Sine Technique*. New York: AUDIO ENGINEERING SOCIETY PREPRINT.
- Frangulov, A., Rem, H., & Kenna, M. (2004). *Common Causes of Hearing loss for parent and family*. Harvard Medical School center for Hereditary Deafness.
- Group, O. d. (n.d.). *DEAFNESS AND HARD OF HEARING*. opendoorgroup.org. Retrieved from [www.psyc.jmu.edu: http://www.psyc.jmu.edu/school/documents/Deafness.pdf](http://www.psyc.jmu.edu/school/documents/Deafness.pdf)
- Hazrati, O., & Loizou, P. C. (2013). Reverberation suppression in cochlear implants using a blind channel-selection strategy. *J. Acoust. Soc. Am.*, 4188–4196.
- Hazrati, O., Lee, J., & Loizou, P. C. (2013). Blind Binary Masking for Reverberation suppression in cochlear implants. *J. Acoust. Sc. Am*, 1607-1614.
- Hazrati, O., Sadjadi, S. O., Loizou, P., & Hansen, J. H. (2013). Simultaneous suppression of noise and reverberation in cochlear. *J. Acoust. Soc. Am.*, 3759–3765.
- Hu, Y., & Kokkinakis, K. (2013). Effect of early and late reflections on intelligibility of reverberated speech by cochlear implnat. *Jurnal Acoustical Society of America*, 22-28.
- Kokkinakis, K., & Loizou, P. (2011). The impact of reverberant self-masking and overlap-masking effects on speech intelligibility by cochlear implant listeners (L). *J. Acoust. Soc. Am.*, 1099–1102.

- Kokkinakis, K., Hazrati, O., & C.Loizou, P. (2011). *A Channel Selection criterion for suppressing reverberation in cochlear implant*. Texas: Journal Acoustical Society of America.
- (2010). *Measurment of Reverberation time*.
- Monaghan, J. J., & Seeber, B. U. (2016). A method to enhance the use of interaural time differences for cochlear implants in reverberant environments. *Acoustical society of America*, 1116-1129.
- Nicoleta Roman, J. W. (2013). Speech intelligibility in reverberation with ideal binary masking: Effects of early reflections and signal-to-noise ratio threshold. *Journal Acoustical Society of America*, 1707–1717.
- Osberger, M. J., Robbins, A. M., & Trautwein, P. (2006). In *Cochlear Implant a Partical Guide* (pp. 106-131). Whurr Publishers London and Philadelphia.
- Outouzian, A. (2014). *Real time dereverberation*. London: Queen Marry University of London.
- Poissant , S., ill, N., & Freyman, R. (2005). Effects of reverberation and masking on speech intelligibility. *in cochlear implant simulations*, 1606-165.
- Poissant, S., Whitmal III, N., & Freyman, R. (2006). Effects of reverberation and masking on speech intelligibility in cochlear implant simulations. *J. Acoust. Soc. Am*, 1606–1615.
- Saleem, N., Mustafa, E., Nawaz, A., & Khan, A. (2015). *Ideal Binary Masking for Reducing Convolutive noise*. Pakistan: Springer.
- Sarant, J. (2012). Cochlear Implants in Children: A Review. *InTech*, Available from: <http://www.intechopen.com/books/hearing-loss/cochlear-implants-inchildren-a-review>.
- Scanlon, V. C. (2007). *Essential of Anatomy and Physiology*. New York: F.A Davis Company.

- Shannon, R. V., Fu, Q. J., Galvin, J., & Friesen, L. (2002). Speech Perception with Cochlear Implants. In *Springer Handbook of Auditory Research*. Los Angeles: House Ear Institute.
- Sherwood, L. (2011). *Introduction to Human Physiology*. Yolanda Cossio.
- Suprpto, S. S., & Arifianto, D. (2014). *Unjuk Kerja Release of Masking dan Famae untuk Peningkatan Kualitas Suara Cochlear Implant dengan Stimuli Berbahsa Indonesia*. Surabaya: Institut Teknologi Sepuluh Nopember.
- Swanepoel, D. W., & Laurent, C. (n.d.). *OPEN ACCESS GUIDE TO AUDIOLOGY AND HEARING CLASSIFICATION OF HEARING LOSS*. Retrieved 1 2, 2018, from <http://www.entdev.uct.ac.za>
- UNION, I. T. (2001). *Methods for objective and subjective assessment of quality*. Geneva: ITU-T Recommendation P.862.
- W.Alberti, P. (n.d.). *THE ANATOMY AND PHYSIOLOGY OF THE EAR AND HEARING*.
- Whitmal, N., & Poissant, S. (2009). Effects of source-to-listener distance and masking on perception of cochlear implant processed speech in reverberant rooms. *J. Acoust. Soc. Am*, 2556-2569.
- WHO. (2015). *Cildhood Hearing Loss, Act Now Here's Now !* Switzerland: WHO.

BIODATA PENULIS



Penulis adalah anak ke 4 dari 7 bersaudara yang lahir di Madiun, 30 Mei 1995. Penulis menempuh pendidikan di MI Tarbiyatul Muballigin, MTsN Sewulan, SMAN 1 Geger kemudian melanjutkan ke Teknik Fisika ITS.

Penulis memulai kegiatan organisasi dengan menjadi staff di departemen Riset dan Teknologi HMTF ITS dan bergabung dengan Laboratorium Vibrasi dan Akustik. Tahun ke tiga penulis menjadi wakil kepala Departemen Kesejahteraan Mahasiswa di HMTF ITS dan bergabung dalam Team Keilmiahan Institut Teknologi sepuluh Nopember sebagai Trainer Keilmiahan dibawah BEM ITS.

Pada bulan Januari 2018 penulis telah menyelesaikan tugas akhir dengan bidang minat Vibrasi dan Akustik. Bagi pembaca yang memiliki kritik, saran atau ingin berdiskusi lebih lanjut mengenai tugas akhir ini, maka dapat menghubungi penulis melalui *email* harismakn@gmail.com